



# Universidad Tecnológica de Pereira

PROGRAMA DE INGENIERÍA FÍSICA

TESIS DE PREGRADO:  
TOMOGRFÍA ÓPTICA DIFUSA MEDIANTE LA TÉCNICA DE  
RECONSTRUCCIÓN ALGEBRAICA (ART) – ANÁLISIS DE LA  
ANATOMÍA DE LOS DEDOS DE LA MANO

AUTOR:  
ANGIE CORREA ACOSTA

PEREIRA-2018

---

---

TOMOGRAFÍA ÓPTICA DIFUSA MEDIANTE LA TÉCNICA DE  
RECONSTRUCCIÓN ALGEBRAICA (ART) – ANÁLISIS DE LA  
ANATOMÍA DE LOS DEDOS DE LA MANO

ANGIE CORREA ACOSTA

Proyecto de grado presentado como requisito para optar por el título de  
Ingeniera Física

Director: M. Sc. Walter Serna Serna

UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE PEREIRA  
PROGRAMA DE INGENIERÍA FÍSICA  
PEREIRA  
2018

Año 2018

**NOTA DE ACEPTACIÓN**

---

---

---

---

Jurado

---

Jurado

Pereira, 16 de junio de 2018

## *AGRADECIMIENTOS*

*Gracias a mi director Walter Serna por el apoyo y dedicación puesta en este proyecto, a Hooverman Villa y Edwin Quintero por su acompañamiento en el proceso y a mis profesores y familia por ayudarme a crecer personal y profesionalmente.*

*Angie Correa Acosta.*

## Resumen

La tomografía óptica difusa (DOT) es una técnica basada en la interacción de la luz con tejidos biológicos que registra múltiples proyecciones para producir imágenes tomográficas. Esta técnica es aplicada en el estudio del transporte de oxígeno a los tejidos, utilizando radiación no ionizante. A diferencia de la Tomografía Axial Computarizada (TAC), que mide la atenuación por absorción de los Rayos X después de atravesar el tejido, un dispositivo DOT debe considerar adicionalmente la dispersión debido a las bajas intensidades de luz y al uso de longitudes de onda ubicadas en el infrarrojo (IR), lo que produce un problema matemático mal condicionado. Una manera de evitar el cálculo de los coeficientes de dispersión y absorción es a través de calibraciones empíricas a partir de la información obtenida de múltiples sujetos de control, con la que es posible identificar la atenuación de la luz causada por características propias de los tejidos. En este trabajo se realizó el diseño y la construcción de un sistema DOT usando un sensor de pulsioximetría. Este tipo de sensor tiene un proceso de calibración para garantizar la toma de saturación de oxígeno y el pulso de forma confiable. Se obtuvieron resultados que demuestran que el sistema es capaz de reconstruir cortes transversales de objetos tridimensionales pequeños a través de la absorción y transmisión de la luz. Adicionalmente, se cuantificó la respuesta del sistema ante diferentes materiales opacos y traslucidos, así como la resolución del sistema en la identificación de objetos cercanos. El presente proyecto ha permitido introducir una nueva línea de acción en el programa de Ingeniería Física y en el grupo de investigación BIOIF de la Universidad Tecnológica de Pereira, con miras a la creación de nuevas aplicaciones tecnológicas en medicina y en las ciencias de la vida.

# Tabla de contenido

Resumen.....	5
Tabla de contenido .....	6
Índice de Figuras .....	8
Índice de Tablas .....	11
1    Introducción .....	12
2    Principio de funcionamiento de la Tomografía Computarizada.....	14
2.1    Principios físicos .....	15
2.1.1    Producción de los rayos X.....	15
2.1.2    Coeficiente de atenuación lineal .....	16
2.2    Proyecciones.....	16
2.3    El sinograma.....	17
2.4    Tipos de geometrías en la captura de proyecciones para tomografía.....	18
2.4.1    Escáneres de primera generación .....	19
2.4.2    Escáneres de segunda generación .....	20
2.4.3    Escáneres de Tercera Generación .....	20
2.4.4    Escáneres de Cuarta Generación .....	21
2.4.5    Escáneres de Quinta Generación.....	22
2.4.6    Escáneres de Sexta Generación.....	22
2.4.7    TAC Helicoidal .....	22
2.5    Técnicas de reconstrucción de cortes transversales por proyecciones .....	23
2.5.1    Métodos basados en la transformada de Fourier .....	23
2.5.2    Métodos de expansión en serie .....	23
2.5.3    Método de retroproyección y retroproyección filtrada .....	26
2.6    Tipos de ruidos y artefactos.....	27
2.6.1    Artefactos .....	27
2.6.2    Ruidos .....	28
3    Tomografía Óptica Difusa (DOT) .....	30
3.1    Interacción de la luz con los tejidos biológicos.....	32
3.1.1    Curva pletismográfica .....	32
3.2    Aplicaciones .....	34
4    Diseño e implementación de un sistema DOT.....	36
4.1    Adquisición y acondicionamiento de la señal .....	36
4.1.1    Diseño del circuito .....	36

4.1.2	Puente tipo H para el control del sensor de pulsioximetria.....	37
4.1.3	Amplificador de Transimpedancia OPA381 .....	38
4.1.4	Amplificador operacional TL084.....	39_Toc518405577
4.1.5	Digitalización de la señal con la tarjeta de adquisición NI MyDAQ.....	39
4.2	Renderizado 3D del sistema de soporte .....	41
4.3	Mecanismo .....	42
4.3.1	Controlador de motor paso a paso L298N .....	42
4.3.2	Motor paso a paso SL42STH48-1504A.....	43
4.3.3	Sensor de pulsioximetria .....	44
4.3.4	Técnica de reconstrucción algebraica (ART).....	45
5	Resultados.....	47
5.1	Señal filtrada para luz roja e IR.....	47
5.2	Curva de atenuación para diferentes materiales .....	50
5.3	Resolución del sistema .....	53
5.4	Sinograma, proyecciones y curvas de intensidad .....	56
6	Conclusiones.....	67
7	Trabajos futuros .....	68
8	Bibliografía .....	69

# Índice de Figuras

Figura 1 Diagrama de bloques TC.	14
Figura 2 Composición de un tubo de RX.	15
Figura 3 a) En Bremsstrahlung, un electrón desacelera a través de las interacciones de Coulomb con un átomo, emitiendo un fotón. b) Los rayos X característicos se generan cuando un electrón expulsa otro electrón de una capa interna, la vacante se llena rápidamente por un electrón de una capa superior, emitiendo un fotón en el proceso.	16
Figura 4 Proyecciones de un objeto observado desde 3 ángulos diferentes.	17
Figura 5 Corte de una imagen con su correspondiente sinograma [Wernick, 2004].	18
Figura 6 Curva de absorción generada por rayos X atravesando un objeto.	18
Figura 7 Escáner de primera generación.	19
Figura 8 Escáner de segunda generación.	20
Figura 9 Escáner de tercera generación.	21
Figura 10 Escáner de cuarta generación.	22
Figura 11 TAC Helicoidal.	23
Figura 12 Diagrama de bloques del funcionamiento de las técnicas iterativas. Antes de actualizar la imagen obtenida.	24
Figura 13 Diagrama de bloques del funcionamiento de las técnicas iterativas. Fin de la reconstrucción.	24
Figura 14 Comparación entre una imagen reconstruida por retroproyección y retroproyección filtrada (FBP).	26
Figura 15 a) Endurecimiento del haz. b) Imagen corregida.	27
Figura 16 Artefacto en forma de rayo de sol y bandas oscuras.	28
Figura 17 Artefacto oscuro en forma de anillo.	28
Figura 18 Líneas de forma espicular.	29
Figura 19 Ruido generado por movimiento del paciente.	29
Figura 20 Dispersión de la luz.	31
Figura 21 Espectro de absorción de la Oxi-hemoglobina (HbO <sub>2</sub> ) y la Desoxi-hemoglobina (Hb).	33
Figura 22 Señal Fotopletismográfica (PPG). AC: Amplitud del pulso, DC: Línea base del pulso.	33
Figura 23 Puente tipo H.	38
Figura 24 Esquema general de un Amplificador de Transimpedancia.	38
Figura 25 Amplificador operacional TL084 configurado en modo diferencial y filtro pasa bajo.	39
Figura 26 Tarjeta de adquisición NI MyDAQ.	40
Figura 27 Soporte para el motor principal.	41
Figura 28 Soporte para el motor de barrido.	41
Figura 29 Soporte para el sensor de pulsioximetría.	42
Figura 30 Módulo L298N.	43
Figura 31 Motor paso a paso SL42STH48-1504A.	44
Figura 32 Disposición de pines para el sensor NELLCOR DS A-100	45
Figura 33 Representación gráfica de un objeto dividido en voxels al cual se le practican M proyecciones.	45
Figura 34 Diagrama de bloques del funcionamiento del algoritmo ART en el toolbox ASTRA.	46



Figura 35 Gráfica de los valores voltaje vs tiempo de los valores entregados por el amplificador de transimpedancia (TIA) OPA381 para un dedo.	47
Figura 36 Gráfica de voltaje vs tiempo donde se expone el OFFSET de la señal. En rojo se encuentra la señal que sale del TIA y en azul el promedio o señal DC.	48
Figura 37 Gráfica de voltaje vs tiempo de la señal amplificada y filtrada por el amplificador operacional TL084.	48
Figura 38 Gráfica de voltaje vs tiempo de la señal luego de pasar por la última etapa de filtrado.	49
Figura 39 Gráfica de voltaje vs tiempo en donde se observan las diferencias generadas por las diferentes etapas. En rojo se encuentra la señal inicial (Salida del TIA). En azul oscuro se tiene la señal DC. En azul claro se observa la señal amplificada y filtrada.	49
Figura 40 Gráfica de voltaje vs tiempo de las señales permitiendo el paso completo de luz hacia el detector.	50
Figura 41 Gráfica de voltaje vs tiempo en donde se encuentran las diferentes señales obtenidas con luz roja.	50
Figura 42 Gráfica voltaje vs tiempo. Valores obtenidos para el gel balístico de grosor 4 mm.	51
Figura 43 Gráfica voltaje vs tiempo. Valores obtenidos para el gel balístico de grosor 8 mm.	51
Figura 44 Gráfica voltaje vs tiempo. Valores obtenidos para el gel balístico de grosor 16 mm.	51
Figura 45 Gráfica voltaje vs tiempo. Valores obtenidos para el tubo plástico.	52
Figura 46 Gráfica voltaje vs tiempo. Valores obtenidos para el palillo de madera.	52
Figura 47 Gráfica voltaje vs tiempo. Valores obtenidos para la varilla metálica.	53
Figura 48 Comparación entre una imagen resuelta, irresuelta y un valor intermedio en el que rige el criterio de Rayleigh.	53
Figura 49 Resolución del sistema DOT para dos palillos a 10mm de distancia.	54
Figura 50 Resolución del sistema DOT para dos palillos a 7.5mm de distancia.	54
Figura 51 Resolución del sistema DOT para dos palillos a 5mm de distancia.	55
Figura 52 Resolución del sistema DOT para dos palillos a 2.5mm de distancia.	55
Figura 53 Resolución del sistema DOT para dos palillos a 1mm de distancia.	56
Figura 54 Resolución del sistema DOT para dos palillos a 0mm de distancia.	56
Figura 55 Palillo de madera y gel.	57
Figura 56 Sinograma de datos obtenidos para un palillo y gel y gráfica de la línea No. 5 del sinograma.	57
Figura 57 Proyección de gel y un palillo de madera con su respectiva curva de intensidades.	58
Figura 58 Proyección del gel y el palillo de madera con su respectiva curva de intensidades luego del post procesamiento.	58
Figura 59 Palillos de madera.	59
Figura 60 Sinograma de datos obtenidos para dos palillos y gráfica de la línea No. 5 del sinograma.	59
Figura 61 Proyección de dos palillos de madera con su respectiva curva de intensidades.	59
Figura 62 Proyección de dos palillos de madera con su respectiva curva de intensidades luego del post procesamiento.	60
Figura 63 Tres palillos de madera separados a 6mm y 7mm de distancia.	60
Figura 64 Sinograma de datos obtenidos para tres palillos de madera ubicados a 6mm y 7mm de distancia y gráfica de la línea No. 4 del sinograma.	60

Figura 65 Proyección de tres palillos de madera ubicados a 6mm y 7mm de distancia con su respectiva curva de intensidades.	61
Figura 66 Proyección de tres palillos de madera ubicados a 6mm de distancia con su respectiva curva de intensidades luego del post-procesamiento.	61
Figura 67 Tres palillos de madera con una separación de 4mm entre sí.	62
Figura 68 Sinograma de datos obtenidos para tres palillos de madera ubicados a 4mm de distancia y gráfica de la línea No. 7 del sinograma.	62
Figura 69 Proyección de tres palillos de madera ubicados a 6 mm de distancia con su respectiva curva de intensidades.	62
Figura 70 Proyección de tres palillos de madera ubicados a 6 mm de distancia con su respectiva curva de intensidades luego del post-procesamiento.	63
Figura 71 Varillas metálicas.	63
Figura 72 Sinograma de datos obtenidos para dos varillas metálicas y gráfica de la línea No. 5 del sinograma.	64
Figura 73 Proyección de dos varillas metálicas con su respectiva curva de intensidades.	64
Figura 74 Proyección de dos varillas metálicas con su respectiva curva de intensidades luego del post procesamiento.	65
Figura 75 Tubo plástico.	65
Figura 76 Sinograma de datos obtenidos para dos palillos metálicos y gráfica de la línea No.12 del sinograma.	65
Figura 77 Proyección de un tubo plástico con su respectiva curva de intensidades.	66
Figura 78 Proyección de un tubo plástico con su respectiva curva de intensidades luego del post procesamiento.	66

## Índice de Tablas

Tabla 1 Factores que afectan la oximetría del pulso.	33
Tabla 2 Especificaciones de funcionamiento del módulo L298N.	42
Tabla 3 Secuencia de pasos usada para generar los movimientos de ambos motores.	44
Tabla 4 Especificaciones de operación del motor paso a paso SL42STH48-1504A.	44

# 1 Introducción

Tradicionalmente, la toma de imágenes médicas se ha hecho mediante el uso de campos magnéticos elevados, lo cual está contraindicado para pacientes con dispositivos electrónicos implantados (por ejemplo, marcapasos o estimuladores cerebrales profundos); o con el uso de radiación ionizante que no está permitido para estudios experimentales en niños ni en mujeres en estado de embarazo, lo que limita estas prácticas. Una variable a estos métodos es el uso de las técnicas ópticas que se han venido desarrollando hace algunos años. Estas técnicas proponen el uso de longitudes de onda ubicadas en el espectro rojo e infrarrojo, lo que las hace técnicas seguras al no interferir con dispositivos implantados ni causar daño al paciente [Eggebrecht, 2014]. Una de las técnicas más prometedoras es la tomografía óptica difusa (DOT) la cual usa longitudes de onda ubicadas en el infrarrojo cercano (NIR) y ha demostrado ser muy útil para el monitoreo de algunas patologías relacionadas con la perfusión sanguínea en los tejidos. Sin embargo, este tipo de imágenes no presentan una resolución espacial alta, y aunque existen estudios que demuestran su utilidad como imágenes funcionales, aún se está trabajando para aumentar la resolución y obtener así imágenes anatómicas que permita expandir el espectro de aplicaciones diagnósticas. Un caso donde sistemas de fácil instalación y de bajo costo, como los DOT, serían de gran utilidad es en el diagnóstico de los dedos de la mano. Una de las principales causas de incapacidad laboral y funcional está relacionada a lesiones en los dedos de la mano o patologías que afectan el normal funcionamiento de estos. Los traumas registrados frecuentemente son pérdida de tejido blando con o sin exposición ósea, fracturas de la falange distal, quemaduras y afecciones de las articulaciones por patologías como la artritis [Fuentes, 2014]. El diagnóstico se realiza de manera cualitativa, en el cual si el médico cree pertinente enviar un examen para obtener más información se procede al uso de imágenes diagnósticas como la toma de rayos X (RX), que aunque permite identificar fracturas, no es muy eficiente para el análisis de tejidos y no permite tener una vista 3D. Otra de las razones por las cuales se solicitan estas imágenes médicas es para el monitoreo de enfermedades como la artritis reumatoide [Scheel, 2005] donde, la tomografía axial computarizada (TAC) y la resonancia magnética (MRI) tienen buena resolución pero a pesar de esto son sistemas que se encuentran menos disponibles por los costos y la gran infraestructura que requieren, además de estar sometiendo al paciente a ondas de radiación ionizante o campos magnéticos elevados que pueden interferir con otros dispositivos, por lo que los médicos evitan solicitarlas, a menos que sea imposible generar un diagnóstico por otro medio [Xi, 2016].

Actualmente, se han venido desarrollando diferentes técnicas imagenológicas que han llamado mucho la atención de investigadores y médicos. Estos métodos utilizan espectroscopia de infrarrojo cercano (NIRS), que aprovecha la sensibilidad y los diferentes índices de absorción que tienen la hemoglobina oxigenada (HbO<sub>2</sub>) y la des-oxigenada (Hb) hacia las longitudes de onda ubicadas en el espectro de luz roja e infrarroja. Estas longitudes de onda han sido usadas anteriormente en la pulsioximetría, lo que nos hace ver estas técnicas como seguras al evitar el uso de radiación ionizante, no invasiva y, a su vez, no interfieren con dispositivos electrónicos [Dehghani, 2009]. DOT funciona bajo este principio, emulando los principios de la tomografía axial computarizada para la reconstrucción de cortes

anatómicos. Este sistema de tomografía ha demostrado una gran ventaja económica, ya que la construcción de estos dispositivos no requiere fuentes de alta energía ni infraestructura adicional para la contención de energía ionizante, lo que la hace una técnica potencialmente portable. Sin embargo, el uso de estas longitudes de onda para el análisis de estructuras anatómicas tiene problemas, debido a que los tejidos no solo las absorben, sino que también las dispersa y esto depende, además, de la cantidad de tejido que debe atravesar, lo cual genera un problema matemático mal condicionado [Madsen, 2012]. Desafortunadamente, este problema ha impedido la obtención de imágenes de alta resolución como las obtenidas por TAC y MRI, pero se han hecho grandes avances en la toma de imágenes funcionales y en el diagnóstico y monitoreo de algunas enfermedades como la artritis reumatoide, el cáncer de mama, y el análisis de respuestas cerebrales por perfusión sanguínea hacia algunos estímulos externos. A pesar de esto, es necesario seguir evaluando diferentes técnicas de reconstrucción para obtener imágenes anatómicas confiables y lograr imágenes más útiles al combinar este tipo de imágenes con las ya obtenidas por este método. Por lo tanto se formuló la siguiente pregunta de investigación:

¿Cómo se puede implementar la técnica de reconstrucción algebraica (ART) para analizar la anatomía de un dedo a partir de proyecciones generadas por tomografía óptica difusa (DOT)?

Para dar respuesta a esta pregunta, se plantea el diseño y construcción de un prototipo de tomografía óptica difusa (DOT) basado en longitudes de onda del infrarrojo cercano (NIR), y la implementación de un módulo de software basado en la técnica de reconstrucción algebraica (ART) para generar proyecciones de diferentes objetos de estudio.

## 2 Principio de funcionamiento de la Tomografía Computarizada

La tomografía computarizada (TC) es un proceso por el cual se adquieren proyecciones mediante la acción combinada de un tubo de rayos X y un sistema de detectores rotando alrededor de un paciente para crear imágenes o exploraciones detalladas de regiones internas del cuerpo. Estas proyecciones son el resultado de los sinogramas, obtenidos por la técnica, tratados posteriormente con algoritmos de reconstrucción. En la Figura 1 se observan las etapas de la tomografía computarizada. Estos escáneres tienen geometrías específicas de emisores y receptores, la cual tendrá que ser especificada en los algoritmos de reconstrucción, de esto depende la calidad de las imágenes y el tiempo de exposición del paciente. El término tomografía hace referencia a la obtención de imágenes transversales de un objeto a partir de la transmisión o reflexión recopiladas al iluminar dicho objeto desde múltiples direcciones. Los valores asignados a cada pixel de la proyección hace referencia a la cantidad de radiación detectada, lo que está relacionada directamente con el coeficiente de atenuación lineal generado por cada uno de los tejidos ( $\mu_{mat}$ ) [Avinash, 1988]. Para la reconstrucción de las imágenes se representan los tejidos como una matriz de atenuación lineal generada por cada uno de los tejidos, la cual se transforma en una matriz de números medidos en unidades Hounsfield (UH) del material o tejido correspondiente [Calzado, 2010]. La atenuación observada por los tejidos en unidades Hounsfield se expresa en relación con el coeficiente de atenuación lineal del agua a temperatura ambiente:

$$UH_{mat} = \frac{\mu_{mat} - \mu_{agua}}{\mu_{agua}} \times 1000 \quad (1)$$

Para tener una buena visualización de los diferentes tejidos es importante definir la escala de gris a la que corresponde cada uno. Esto se logra ajustando de forma adecuada los valores del nivel (WL) y el ancho de la ventana (WW). Esto depende del estudio que se quiera realizar, ya que de la definición de la escala de Hounsfield se deduce que los valores de UH varían cuando se aplican diferentes voltajes al tubo de rayos catódicos.

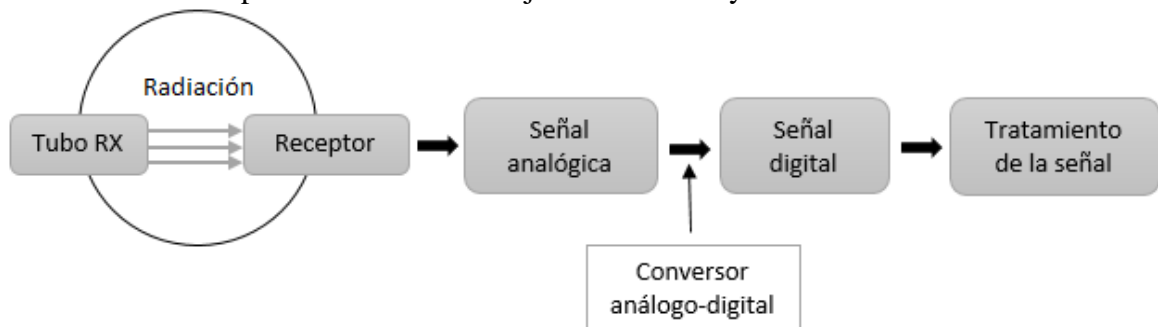


Figura 1 Diagrama de bloques TC.

## 2.1 Principios físicos

### 2.1.1 Producción de los rayos X

Los rayos X son generados en un tubo compuesto por un cátodo, un ánodo y una fuente de poder. Generalmente el cátodo es una lámina de tungsteno, la cual se calienta y eleva la energía de los electrones lo suficiente para que se liberen del átomo generando una nube de electrones a su alrededor, llamado efecto termoiónico. Los electrones libres son acelerados hacia el ánodo gracias a la diferencia de potencial existente entre este y el cátodo, y por consiguiente adquieren una cantidad significativa de energía cinética. Cuando estos electrones chocan con el ánodo pierden dicha energía cinética mediante excitación, ionización o radiación como se observa en la Figura 2. Los rayos X característicos se generan cuando se produce la emisión de un fotón, luego de haberse llenado las vacancias generadas por los dos primeros mecanismos (Figura 3b). Por el contrario, la energía de los rayos X de Bremsstrahlung es directamente proporcional a la proximidad del electrón al núcleo, y está determinada por el potencial del tubo de rayos X (Figura 3a). Sin embargo, la probabilidad de que un electrón impacte directamente el núcleo decrece linealmente con el aumento de la energía.

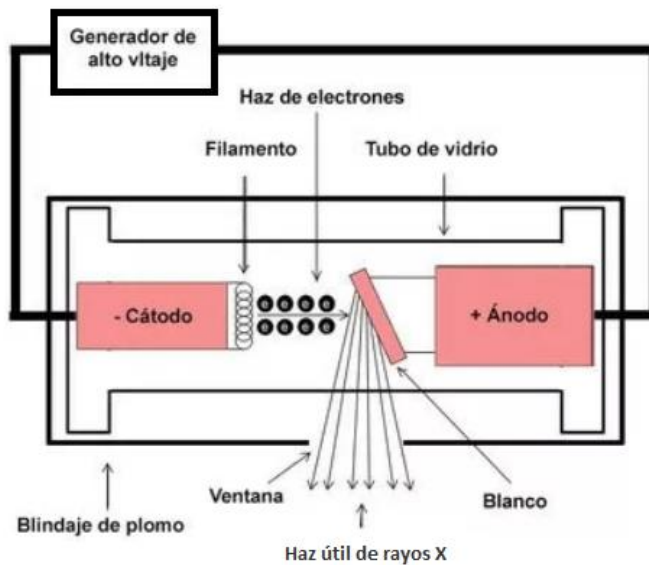


Figura 2 Composición de un tubo de RX.



Figura 3 a) En Bremsstrahlung, un electrón desacelera a través de las interacciones de Coulomb con un átomo, emitiendo un fotón. b) Los rayos X característicos se generan cuando un electrón expulsa otro electrón de una capa interna, la vacante se llena rápidamente por un electrón de una capa superior, emitiendo un fotón en el proceso.

### 2.1.2 Coeficiente de atenuación lineal

El coeficiente de atenuación lineal ( $\mu$ ) representa la habilidad de un material para detener fotones y es directamente proporcional al número atómico del material ( $Z$ ) y su densidad, contrario a la energía con la que presenta una relación inversamente proporcional. Esta variable depende de dos mecanismos de interacción con los rayos X: el efecto Compton y el efecto fotoeléctrico. La probabilidad de que se den estas interacciones decrece a medida que la energía del fotón se aleja de la capa K, que es la capa de electrones más cercana al núcleo. A medida que el coeficiente de atenuación lineal de un material o tejido aumenta más blanco aparecerá en la imagen y viceversa. Esto se debe a que los materiales con bajo  $\mu$  dejan pasar más rayos X a través de ellos y por esto se ven más negros. Es importante tener en cuenta que los fotones dispersados no aportan información y, por el contrario, cambian la energía y dirección de los rayos incidentes. Sin embargo, el uso de colimadores, películas antidispersión y la reducción del campo de visión, son algunos métodos con los que se puede reducir la cantidad de dispersión [Muñoz, 2015].

## 2.2 Proyecciones

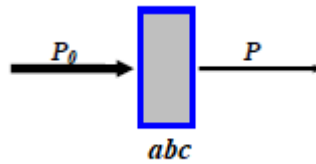
Una proyección se puede entender como un corte o rebanada del objeto empleada para hacer una representación de este en una superficie. La proyección gráfica de un objeto se considera como la figura obtenida en una superficie mediante haces de rectas, que pueden ser luz o radiación, las cuales partiendo de un punto llamado foco son capaces de trasladar los detalles del objeto hasta la superficie donde inciden. En la Figura 4 se tienen tres proyecciones de un objeto observado desde diferentes perspectivas.





Figura 4 Proyecciones de un objeto observado desde 3 ángulos diferentes.

Generalmente, la transmisión de la luz se entiende bajo la ley de Lambert-Beer, que establece una disminución exponencial del haz incidente proporcional al espesor del medio y a la concentración de la sustancia absorbente.



Definida por la relación matemática:

$$\frac{P}{P_0} = e^{-abc} \quad (2)$$

Donde  $P$  es la intensidad de la luz transmitida,  $P_0$  la intensidad de luz incidente,  $a$  la absorptividad,  $b$  es una constante que depende del soluto u objeto y  $c$  es la concentración de la solución [Mendoza, 2016].

### 2.3 El sinograma

Un sinograma es una representación gráfica de una matriz en la que el índice de las filas depende del ángulo  $\theta$  formado por la línea de medida respecto al eje  $x$ , y el índice de las columnas depende de la distancia existente entre la línea medida al centro de coordenadas del sistema de detección. Siguiendo esta representación, todos los valores obtenidos en una medida (mismo ángulo) estarán ubicados en la misma línea de la matriz obteniendo imágenes como las de la Figura 5 [Marrón, 2007].

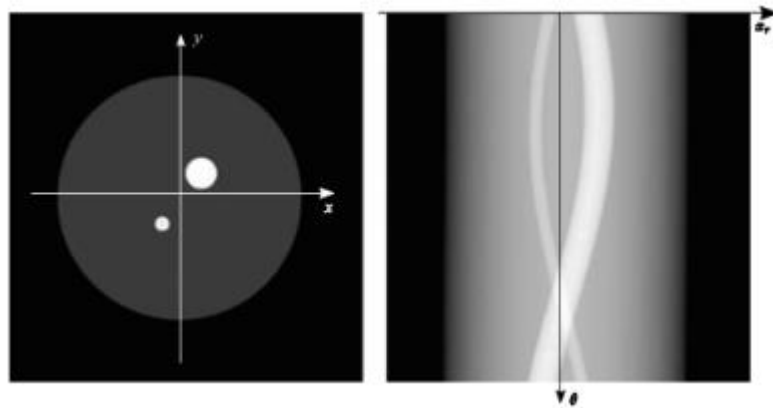


Figura 5 Corte de una imagen con su correspondiente sinograma [Wernick, 2004].

Estas imágenes se obtienen emitiendo luz o Rayos X en dirección al objeto de estudio, la cual será recibida posteriormente por un detector que identifica la cantidad de luz o radiación que logro atravesar el objeto como se observa en la Figura 6. De aquí se observan las curvas de absorción y transmitancia de las que se compone cada fila del sinograma.

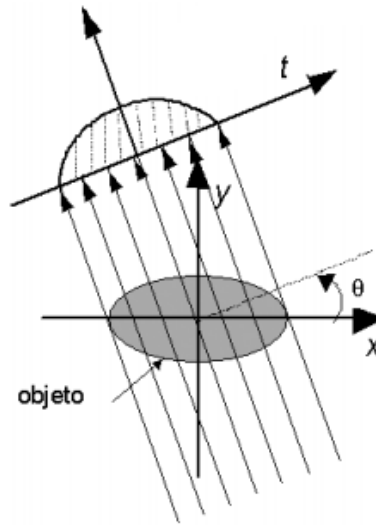


Figura 6 Curva de absorción generada por rayos X atravesando un objeto.

Cada una de las filas del sinograma contiene información de la absorción generada por el objeto en forma de una proyección, donde el eje X está representando los datos obtenidos por el fotodetector en forma de voltaje y el eje Y representa la cantidad de tomas alrededor del eje de rotación.

## 2.4 Tipos de geometrías en la captura de proyecciones para tomografía

Desde el descubrimiento de la tomografía computarizada se ha luchado con dos factores importantes para la toma de las proyecciones que son, la incomodidad del paciente al estar mucho tiempo en la misma posición, además de que los movimientos generan errores en las medidas, y con el hecho de que se usa radiación ionizante y se debe evitar el contacto del

paciente a este tipo de radiaciones por mucho tiempo. Para darle solución a estos inconvenientes se han expuesto diferentes arreglos o geometrías emisor-receptor para que el tiempo de exposición sea cada vez más corto y buscando obtener cada vez mejores resultados en cuanto a la resolución. Según el tipo de rotación que presente el tubo de RX alrededor del paciente se clasifican los escáneres como de 1ª, 2ª, 3ª, 4ª, 5ª, 6ª generación y en forma helicoidal, aunque los escáneres de 1ª y 2ª generación ya no son usados. Estas mismas geometrías han sido consideradas al momento de plantear un modelamiento matemático para la reconstrucción de los volúmenes originales a partir de las proyecciones en el sinograma [Ramírez, 2008].

#### 2.4.1 Escáneres de primera generación

Este tipo de escáner emplea, en principio, un solo tubo de RX y un solo detector con movimiento de translación y rotación que se repite sucesivamente hasta completar la exploración. El método de recopilación de datos para este escáner consta de dos fases, inicialmente el tubo y el detector se mueven en línea recta de pies a cabeza en lo que dura el disparo, cuando el barrido termina se detienen. Seguido a esto se entra la fase de rotación, donde el tubo y el detector rotan  $1^\circ$  para comenzar nuevamente con el movimiento lineal como se observa en la Figura 7, esta vez de la cabeza a los pies. Estos movimientos se producen hasta completar  $180^\circ$ . El principal inconveniente de estos equipos era el tiempo que se tardaba para realizar un estudio completo, además de que la dosis de radiación era elevada.

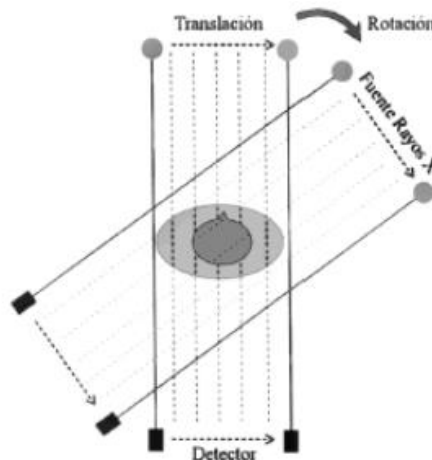


Figura 7 Escáner de primera generación.

Este tipo de captura llevó al planteamiento de las técnicas de reconstrucción por **Rayos en Paralelo**, y como parámetros de funcionamiento requieren conocer la distancia entre emisor y receptor, la distancia entre dos pasos de traslación sucesivos y el ángulo entre dos pasos de rotación sucesivos.

#### 2.4.2 Escáneres de segunda generación

Estos escáneres también eran de tipo translación- rotación, con la diferencia de que en este caso se usaba un conjunto de detectores (entre 5 y 35) por lo que se recogen datos en forma de abanico como se muestra en la Figura 8. De esta forma reducía los tiempos de medición a evitar tomas en varios ángulos. La desventaja que presenta la radiación en abanico es el aumento de radiación dispersa en cada disparo, lo que se soluciona con un colimador a la salida del tubo de RX y otro antes de cada detector, con lo que se reduce considerablemente la influencia de radiación dispersa sobre la calidad de la imagen. Las principales ventajas que tenía este escáner eran la velocidad y el aumento de la calidad debido a la detección simultánea a través de varios detectores.

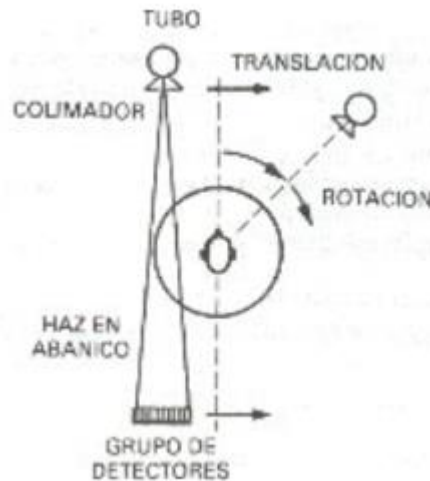


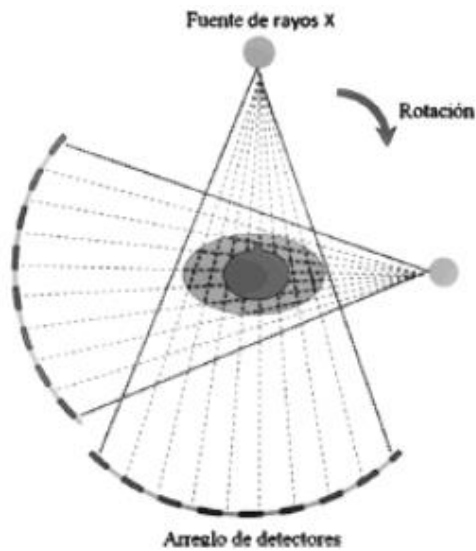
Figura 8 Escáner de segunda generación.

Este tipo de escáneres da paso al segundo modelo de geometría de rayos más conocido en las técnicas de reconstrucción. Los Rayos por Abanico, que pueden tener una apertura lineal (Segunda generación), o en forma de arco (Tercera generación) y siempre tienen como vértice al emisor. En el caso de la apertura lineal se debe definir el número de detectores usados en cada captura, la distancia recorrida en cada paso de traslación, el ángulo entre pasos de rotación y nuevamente la distancia entre emisor y receptores con referencia en el centro de rotación.

#### 2.4.3 Escáneres de Tercera Generación

En los escáneres de tercera generación el número de detectores aumenta, oscilando entre 260 y 750, ubicados en una matriz curvilínea. Durante los exámenes con este tipo de escáner el haz cubre por completo al paciente durante todo el tiempo de exploración, permitiendo que en la matriz curvilínea la distancia entre fuente y detector sea siempre la misma, lo que facilita la reconstrucción de las imágenes. En estos escáneres, se elimina la translación, el método de recopilación de datos se basa en un movimiento de rotación, alrededor del paciente, que abarca entre  $240^{\circ}$  y  $360^{\circ}$ . En la Figura 9 se observa que el haz usado es en forma de abanico, el cual tiene una apertura de entre  $30^{\circ}$  y  $60^{\circ}$ . Uno de los problemas de estos escáneres es la aparición ocasional de “artefactos en anillo” que se puede relacionar al fallo de uno de los

detectores a la hora de tomar las proyecciones, generando en la imagen de reconstrucción un error en forma de anillo.

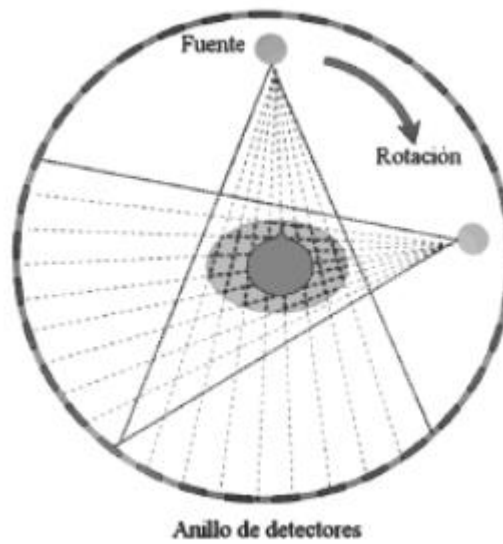


*Figura 9 Escáner de tercera generación.*

Las técnicas de reconstrucción basadas en rayos en abanico en forma de arco requieren conocer la disposición angular de los detectores en el arco, así como su distancia a la fuente de emisión.

#### 2.4.4 Escáneres de Cuarta Generación

En estos equipos se cuenta con un cantidad de entre 424 a 2400 detectores con una disposición fija en forma circular y tubo tiene un movimiento de rotación como (Figura 10) y se pueden explorar secciones anatómicas de grosor variable gracias a la colimación pre-paciente automática. En estos scanner suele presentarse artefactos circulares en forma de anillo y la calidad de las imágenes depende en gran medida de los métodos de reconstrucción.



*Figura 10 Escáner de cuarta generación.*

#### 2.4.5 Escáneres de Quinta Generación

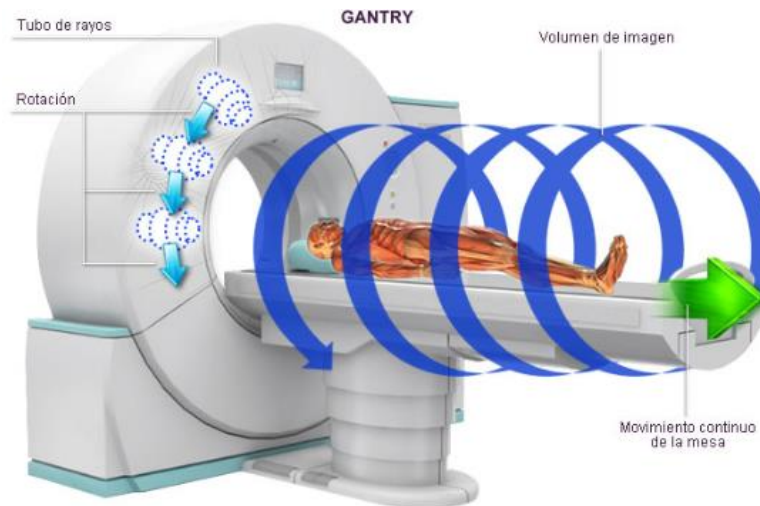
Estos dispositivos están conformados por una cantidad alta de emisores y receptores todos fijos, con lo que se pretende una mejor calidad de la imagen y una menor exposición de radiación para el paciente. Con estos scanner se obtienen los exámenes muy rápidamente y con tiempos de corte muy bajos.

#### 2.4.6 Escáneres de Sexta Generación

Están basados en un envío de una cantidad alta de electrones que posteriormente son desviados para que incidan sobre láminas de tungsteno. El detector se ubica en el lado opuesto al emisor con lo cual se consiguen 8 cortes contiguos en un tiempo de 224 ms.

#### 2.4.7 TAC Helicoidal

El TAC helicoidal (TCH) aprovecha el giro continuo de detectores y tubo productor de RX con el movimiento continuo de la mesa de estudio como se muestra en la Figura 11, con esto se consigue que el tiempo útil sea del 100%, lo que mejora considerablemente el tiempo de exploración. Con el uso de esta técnica ha sido posible obtener mejores imágenes de estructuras anatómicas que están en constante movimiento, como los implicados en la respiración o el corazón, resultando muy útil para estudios de tórax, abdomen y pelvis, además de obtener también buenos resultados para las regiones en los que no existe problema de movimiento. Este tipo de adquisición implica el manejo de una gran cantidad de datos además de que al no obtener proyecciones paralelas se requiere el uso de algoritmos iterativos con los que se pueda solucionar este problema y obtener mejores resultados.



*Figura 11 TAC Helicoidal.*

## 2.5 Técnicas de reconstrucción de cortes transversales por proyecciones

Con el paso de tiempo, se han propuesto diferentes enfoques para mejorar la calidad y reducir el ruido durante los procesos de generación de imágenes. La tomografía óptica difusa (DOT) inicialmente ha adoptado los diferentes algoritmos usados para reconstruir imágenes tomadas con TAC, RM, PET, SPECT, entre otros, ya que estos métodos han demostrado ser eficientes a la hora de realizar reconstrucciones volumétricas a partir de proyecciones [Hsieh, 2013]. Estos métodos están divididos principalmente en tres grupos: métodos de Fourier, métodos de expansión en serie y métodos de retroproyección aunque con el paso del tiempo se han construido algoritmos híbridos, los cuales adquieren propiedades de diferentes técnicas de reconstrucción con el fin de obtener mejores resultados.

### 2.5.1 Métodos basados en la transformada de Fourier

Los algoritmos basados en la transformada de Fourier han demostrado que son métodos muy precisos. Los más utilizados son, el algoritmo de suma rápida de Fourier, el método de grillado y el método de inversión directa del vecino más cercano. Uno de los métodos que ha demostrado tener buenos resultados utilizando estas técnicas es el basado en transformada rápida no uniforme iterativa (NUFFT) no iterativa (INFR) el cual se formula como un problema de optimización algebraica que se resuelve utilizando el método de gradiente conjugado [Chen, 2014].

### 2.5.2 Métodos de expansión en serie

Los métodos de expansión en serie buscan una aproximación discretizada que se puede expresar como una combinación lineal de algunas funciones de base fija, las cuales se resuelven mediante métodos iterativos. Estos métodos permiten reconstruir imágenes con mayor contraste y precisión en condiciones ruidosas a partir de una pequeña cantidad de proyecciones. Las técnicas de reconstrucción iterativa más comunes son: la técnica de

reconstrucción algebraica (ART), la técnica simultánea de reconstrucción iterativa (SIRT) y la técnica simultánea de reconstrucción algebraica (SART).

Los métodos iterativos de reconstrucción comienzan con una estimación inicial de la imagen desconocida que es mejorada gradualmente mediante la aplicación repetida de un conjunto de operaciones matemáticas. Las operaciones centrales de estos algoritmos incluyen lo que se llama normalmente operaciones de proyección hacia adelante y hacia atrás. Estas proyecciones son muy exigentes a nivel informático, además la eficiencia de estas técnicas depende, en gran medida, de la precisión de estas operaciones, ya que si no son lo suficientemente precisas el algoritmo será muy lento e incluso inestable.

Este tipo de algoritmos inicia con un sinograma (adquirido de un sistema de tomografía) y un volumen generado aleatoriamente, luego se genera una proyección hacia adelante del volumen aleatorio en donde se genera un sinograma estimado, esta tendrá el mismo tamaño que el sinograma original como se observa en la Figura 12. En este punto se evalúa la diferencia de proyección ponderada entre ambos sinogramas, para posteriormente realizar la retroproyección ponderada (figura 13).

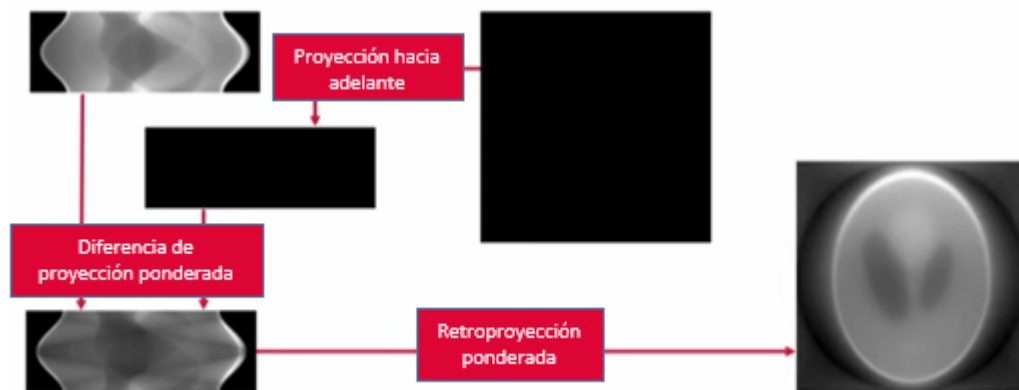


Figura 12 Diagrama de bloques del funcionamiento de las técnicas iterativas. Antes de actualizar la imagen obtenida.

Después de obtener los valores de retroproyección se carga la imagen obtenida como volumen inicial. Este proceso se realiza hasta que no se encuentre diferencia entre el sinograma inicial y el obtenido por las proyecciones.

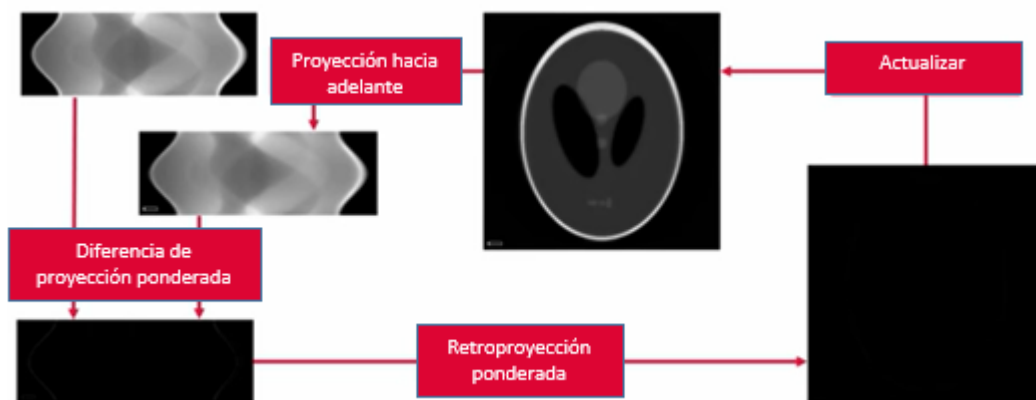


Figura 13 Diagrama de bloques del funcionamiento de las técnicas iterativas. Fin de la reconstrucción.



**SART** es un método iterativo básico, el algoritmo comienza con una primera aproximación  $X_{(0)}$  y luego comienza a iterar hasta la convergencia. Esta técnica cuenta además con una técnica de retroproyección (BPT) en donde se puede considerar el nivel de grises de un pixel como el promedio ponderado de las proyecciones y una retroproyección ponderada (WBP) simple con el cual se puede estimar la primera aproximación, esto ayuda a reducir significativamente los cálculos [Wan, 2011]. La aproximación inicial está dada por:

$$x_j^{(0)} = \frac{\sum_{i=1}^M W_{ij} P_i}{\sum_{i=1}^M W_{ij}} \quad j = 1, 2, \dots, N. \quad (3)$$

Donde  $P_i$  denota la  $i$ -ésima imagen medida y  $W_{ij}$  denota la  $i$ -ésima proyección de la función de base  $j$ -ésima. Luego, el proceso iterativo se escribe de la siguiente manera:

$$x_j^{(k+1)} + \sum_{s=1}^S a_{ij} \left( P_i - \sum_{h=1}^N W_{ih} x_h^{(k)} \right) \quad (4)$$

$$a_{ij} = \frac{\lambda W_{ij}}{\sum_{s=1}^S W_{ij} \cdot \sum_{h=1}^N W_{ih}} \quad (5)$$

Donde  $k$  es el número de iteraciones,  $a_{ij}$  es el parametro de relajacion,  $\lambda$  es un valor fijo,  $S$  es el número de proyecciones por vista y  $i = bS + s$  denota la  $i$ -ésima ecuacion del sistema. El algoritmo **SIRT** comienza con una retroproyección simple y la reconstrucción va mejorando a medida que incrementan las iteraciones. Para asegurar la convergencia del método, se debe multiplicar la nueva proyección por un factor de ponderación antes de sobreponerla con la capa anterior [Wolf, 2014].

**ART** resuelve un sistema de ecuaciones lineales proyectando secuencialmente una estimación de la solución sobre los hiperplanos definidos por cada fila del sistema. La técnica de reconstrucción algebraica comienza a partir de un vector de imagen  $F^{(0)}$  y, usando etapas de inclinación se puede rotar el objeto mientras se capturan proyecciones para actualizar repetidamente la imagen hasta que los valores de los pixeles sean convergentes [Yu, 2016] [Gordon, 1970]. Los planos se reconstruyen a través de las densidades correspondientes en las diferentes vistas. La iteración de ART se puede definir de la siguiente manera, en donde se muestran que la imagen se actualiza basándose en los datos de proyección y del rayo correspondiente:

$$f_j^{(n+1)} = f_j^{(n)} + \frac{\lambda w_{ij} \left( p_i - \sum_{j=1}^N f_j^{(n)} w_{ij} \right)}{\sum_{j=1}^N w_{ij}^2} \quad (6)$$

Donde  $i = 1, 2, \dots, M, j = 1, 2, \dots, N, \lambda$  es el parámetro de relajación  $f_j^{(n)}$  es el  $i$ -ésimo píxel de la imagen estimada después de  $n$  iteraciones,  $p_i$  es la  $i$ -ésima entrada del vector y  $w_{ij}$  es la entrada correspondiente a la matriz del sistema que representa el factor de ponderación del  $j$ -ésimo píxel a los  $i$ -ésimos datos de proyección.

Y la matriz del vector multiplicación es:

$$\sum_{j=1}^N f_j^{(n)} w_{ij} \quad (7)$$

### 2.5.3 Método de retroproyección y retroproyección filtrada

Para explicar los teoremas de retroproyección y de retroproyección filtrada es necesario recurrir al teorema de cortes de Fourier, o teorema de la proyección, ya que, aunque es posible retroproyectar el sinograma al espacio de la imagen esto conduce a una imagen borrosa. Inicialmente se describen las ecuaciones que representan la transformada de Fourier y la transformada inversa de Fourier bidimensional, que nos permiten pasar del dominio espacial  $f(x, y)$  al dominio de la frecuencia espacial  $F(k_x, k_y)$ , llamado espacio  $-k$ .

$$F(k_x, k_y) = F\{f(x, y)\} = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \cdot e^{-j2\pi(k_x x + k_y y)} dx dy \quad (8)$$

$$F(x, y) = F^{-1}\{F(k_x, k_y)\} = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(k_x, k_y) \cdot e^{j2\pi(k_x x + k_y y)} dx dy \quad (9)$$

El teorema de la proyección establece que la transformada de Fourier unidimensional  $P(k, \theta)$  de la proyección  $p(r, \theta)$ , corresponde a una línea que cruza el origen del espacio  $-k$ . Si dichas proyecciones son interpoladas para obtener una representación cartesiana es posible usar la transformada inversa de Fourier y obtener la imagen  $f(x, y)$  del objeto.

El problema generado por la retroproyección se puede entender como una convolución, por lo que es necesario multiplicar  $F(x, y)$  por un filtro o kernel para obtener una imagen filtrada, a esto se le conoce como retroproyección filtrada (FBP). Luego de realizar la convolución se aplica la transformada inversa de Fourier bidimensional para obtener la imagen aproximada del objeto [Kontaxakis, 2002].

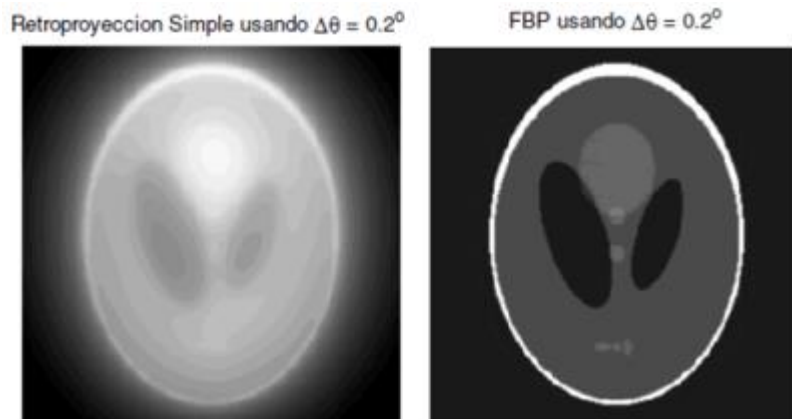


Figura 14 Comparación entre una imagen reconstruida por retroproyección y retroproyección filtrada (FBP).

En la Figura 14 se observa la comparación entre una imagen reconstruida por retroproyección y retroproyección filtrada. a) Retroproyección b) Retroproyección filtrada (FBP).

## 2.6 Tipos de ruidos y artefactos

### 2.6.1 Artefactos

Un artefacto o artificio se define como una distorsión, adición o error en una imagen que no tienen relación con el sujeto o región anatómica estudiada, lo que se refiere a un efecto artificial que altera la calidad y fidelidad de la imagen, que puede producir un falso diagnóstico [Sartori, 2015].

#### **Geometría de medición**

Para obtener reconstrucciones precisas es necesario que la geometría de la configuración de medición coincida con la del modelo matemático subyacente, donde es de gran importancia la correcta ubicación del centro de rotación, lo que significa que el mecanismo de rotación debe estar ubicado exactamente en el centro de rotación del modelo. Este tipo de artefactos puede aparecer como estructuras dobladas y rasgos similares a rayas en los bordes de las formas circulares.

#### **Artefactos de endurecimiento del haz**

Los artefactos de endurecimiento del haz surgen como consecuencia de la radiación policromática producida por los tubos de rayos X. En general, los coeficientes de atenuación de rayos X tienden a ser más altos a energías bajas, lo que significa que los rayos X menos energéticos se atenúan con mayor intensidad que los rayos X de mayor energía “duros”. La energía media efectiva de la radiación que sale es más alta que la de la radiación entrante, lo que se conoce como un endurecimiento del haz. Este efecto es más pronunciado en áreas de gran atenuación y sucede cuando, al atravesar el haz de rayos, las estructuras encuentran transiciones muy marcadas de espesor y densidad. Debido a esto, las superficies de los objetos pueden parecer más atenuantes que las internas, como se observa en la Figura 15, ya que cuando el haz atraviesa el interior ya se ha endurecido.

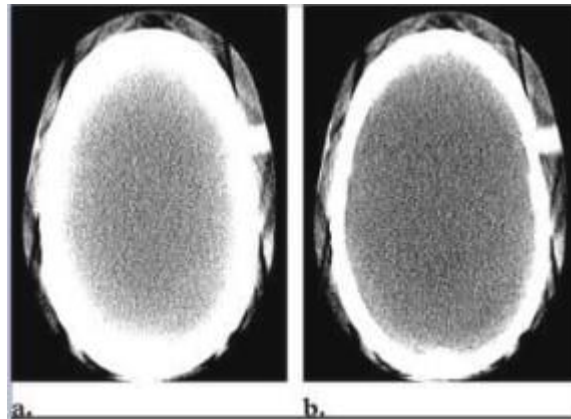


Figura 15 a) Endurecimiento del haz. b) Imagen corregida.

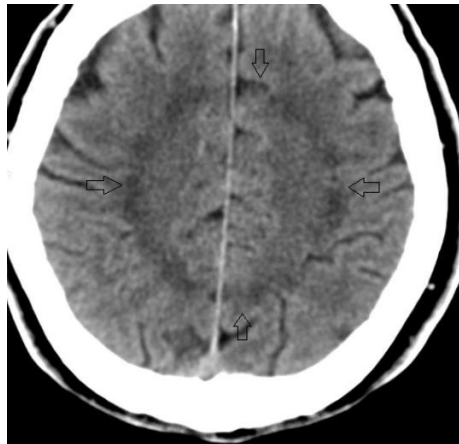
Otro tipo de artefacto de endurecimiento de haz es la aparición de bandas oscuras, vetas brillantes “rayos de sol” o como líneas de transición hipo e hiperdensas centradas en los objetos de gran densidad como se puede ver en la Figura 16. Estos artefactos aparecen como consecuencia de la variación abrupta de densidad al ubicar objetos con densidades mucho mayores a las de su entorno. Estas medidas están normalmente relacionadas con pacientes que tienen implantes metálicos.



*Figura 16 Artefacto en forma de rayo de sol y bandas oscuras.*

### **Artefactos en forma de anillo**

Estos artefactos son causados por elementos defectuosos, o pixeles, en el detector de rayos X. Si se tiene un pixel que tiene una respuesta diferente, o no reacciona, a la radiación incidente, en comparación a sus pixeles vecinos, se observará una característica similar a un anillo, como la Figura 17 donde se observa un anillo oscuro. Estos artefactos pueden estar relacionados a una mala calibración de los detectores generando que algunos de estos reaccionen de una u otra manera a la radiación incidente, lo que puede generar incluso varios anillos. Estos artefactos se pueden solucionar usando métodos de interpolación donde se corrigen las variaciones usando los valores vecinos.



*Figura 17 Artefacto oscuro en forma de anillo.*

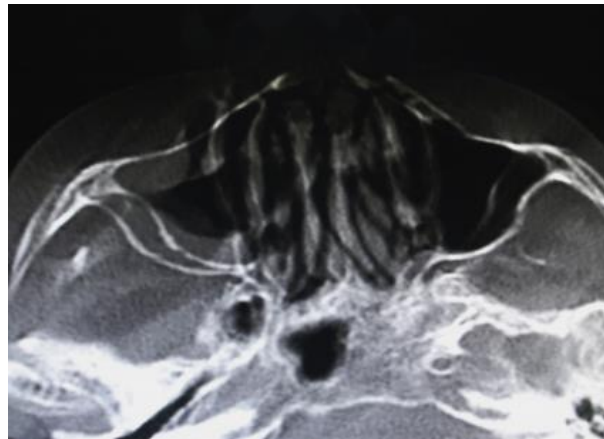
### **2.6.2 Ruidos**

El ruido es una falla de cálculo estadístico que genera rayas y líneas espiculadas dispuestas al azar, como las que se observan en la Figura 18. Al aumentar el ruido, los objetos con alta densidad se manifiestan con bajo contraste mientras que los tejidos blandos carecen de visualización. El ruido en las proyecciones debe dividirse en dos tipos: ruido del detector y ruido cuántico. El ruido del detector es principalmente causado con el movimiento térmico de los electrones en el detector y por los retardos en la cadena de procesamiento de la señal. El ruido cuántico surge debido a la naturaleza fundamentalmente estocástica de los procesos

que involucran cuantos de rayos X [Meaney, 2015]. Uno de los problemas de ruido comunes es el generado por el movimiento del paciente, ocasionando la aparición de fantasmas en la toma de las imágenes como los que se observan en la Figura 19.



*Figura 18 Líneas de forma espicular.*



*Figura 19 Ruido generado por movimiento del paciente.*

### 3 Tomografía Óptica Difusa (DOT)

La tomografía óptica difusa (DOT) es una técnica basada en la interacción de la luz con tejidos biológicos que registra múltiples proyecciones para producir imágenes tomográficas. Esta técnica es aplicada para observar el flujo de sangre que llega a los tejidos y medir el cambio de oxígeno que estos presentan. Es una técnica de imagen óptica muy sofisticada para observar a través del tejido biológico, permite obtener imágenes cuantitativas que incluyen información funcional y anatómica [Hoshi, Y., 2016].

La calidad de las imágenes DOT depende de varios factores, incluida la resolución espacial, el contraste de la imagen y los artefactos que pueden estar presentes. Esto se presenta porque a diferencia de la Tomografía Axial Computarizada (TAC), que mide la atenuación por absorción de los Rayos X después de atravesar el tejido, un dispositivo DOT debe considerar adicionalmente la dispersión debido a las bajas intensidades de luz y al uso de longitudes de onda ubicadas en el infrarrojo (IR), lo que produce un problema matemático mal condicionado. Sin embargo, se han desarrollado diferentes estudios en los que se busca mejorar la resolución espacial de DOT, para esto se han usado métodos computacionales y físicos. Algunos ejemplos donde se recurre a elementos físicos son: DOT de densidad ultra elevada, en la cual se aplica una disposición de fibra más ajustada que excede la densidad de muestreo de otras distribuciones [Habermehl, 2012] y las diferentes imágenes DOT guiadas por resonancia magnética, tomografía axial computarizada y ultrasonido, con lo que se busca tener un referente, y así generar imágenes anatómicas y funcionales.

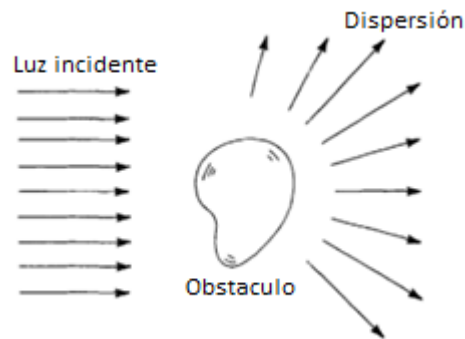
Para comprender las diferencias entre la tomografía óptica difusa y la tomografía axial computarizada es importante resaltar los efectos de trabajar con longitudes de onda altas a bajas intensidades. El comportamiento de un haz de rayos X al interactuar con la materia puede ser descrito a través de modelos lineales gracias a que se cumple la ley Lambert-Beer. Sin embargo, esta linealidad se pierde en el rango de luz visible y del infrarrojo cercano debido a las no homogeneidades de los tejidos con los cuales se interactúa. A pesar de esto, se ha demostrado que es posible caracterizar las densidades de los tejidos y sustancias biológicas a partir de los coeficientes de absorción; un ejemplo de esto es la pulsioximetría, que permite determinar la saturación de oxígeno en la sangre a partir de un haz de luz que pasa por una región translúcida del cuerpo. Por esta razón, en lo restante de este capítulo se describen los fenómenos físicos de la luz que guardan relación con la técnica DOT y se describe el principio de funcionamiento de un pulsioxímetro, dado que el dispositivo propuesto en este proyecto usará las mismas fuentes y receptores lumínicos.

#### **Dispersión**

La dispersión de la luz en los tejidos está dada principalmente por las variaciones en las propiedades de absorción y difracción presentes en las diferentes densidades de tejidos internos o externos, ya que son tejidos heterogéneos y cada uno presenta un coeficiente específico para estas variables. En DOT, el coeficiente de absorción proporciona información sobre la concentración de cromóforos tisulares (por ejemplo, la hemoglobina, oxihemoglobina y melanina), mientras que el coeficiente de dispersión proporciona

información sobre la forma, el tamaño y la concentración de los elementos de dispersión [Madsen, 2013].

La dispersión, es el fenómeno mediante el cual la radiación electromagnética, al chocar con pequeñas partículas es desviada de su dirección, como se expone en la Figura 20. Cualquier medio es capaz de dispersar la luz en mayor o menor grado, este fenómeno se conoce como efecto Tyndall. Durante la propagación de la luz, las cargas eléctricas en el obstáculo inician un movimiento oscilatorio por el campo eléctrico de la onda incidente, convirtiéndose en fuentes de radiación dirigida en todas las direcciones, las cuales podrían tener la misma frecuencia de radiación o una distinta, llamadas comúnmente dispersión elástica y dispersión inelástica [Bohren, 2008].



*Figura 20 Dispersión de la luz.*

### **Absorción**

La absorción es el proceso por el cual la radiación es captada por la materia. La radiación electromagnética (REM) es absorbida por la materia a través de interacciones con partículas cargadas de electrones o a través de la separación de cargas en las moléculas llamadas dipolos. Cuando se absorbe un fotón, sucede algún movimiento o separación de la materia cargada y la energía transportada por ese fotón se invierte en esta excitación [Robledo].

### **Refracción**

La refracción de una onda consiste en el cambio de dirección que experimenta cuando pasa de un medio de propagación a otro con una densidad óptica diferente. En este cambio de medio, se produce un cambio en la velocidad de la onda al cambiar de medio y un cambio en su dirección si no se incide perpendicularmente en la superficie. El ángulo de refracción se puede determinar utilizando la ley de Snell, la cual se deriva del principio de Fermat, quien indica que la trayectoria de la luz será aquella en la que necesite menos tiempo para ir de un punto a otro. Por otro lado, la velocidad de la penetración de la luz en un medio diferente al vacío está relacionado con la longitud de onda y, cuando pasa de un medio a otro sufre una pequeña desviación conocida como dispersión de la luz.

$$n_1 \sin \theta_1 = n_2 \sin \theta_2 \quad (10)$$

### 3.1 Interacción de la luz con los tejidos biológicos

En el ámbito médico se ha usado luz para el diagnóstico, monitoreo o tratamiento de algunas patologías como es el caso de la luminoterapia usada para nivelar los niveles de bilirrubina en bebés en la que se usan longitudes de onda dentro del espectro azul-verde (425-490nm) o como la cirugía refractiva donde se usa un láser para modelar la córnea y así, mejorar la forma en la que el ojo enfoca los rayos de luz hacia la retina.

Actualmente, existen diferentes métodos para el diagnóstico de varias patologías, como la artritis, en los cuales se usan diferentes ondas electromagnéticas para obtener imágenes que permitan tener información acerca de la progresión de la enfermedad y la respuesta al tratamiento. Las radiografías, el TAC, la resonancia magnética (RM) y las imágenes nucleares convencionales son los métodos más usados para la Toma de este tipo de imágenes. Recientemente, ha habido avances significativos en la toma de imágenes no invasivas, no ionizantes como es el caso de los DOT [Chamberland, 2010]. La tomografía óptica difusa, ha demostrado tener buena sensibilidad para detectar el líquido sinovial, y la cuantificación de propiedades hemodinámicas. Estos sistemas utilizan luz en el espectro infrarrojo cercano con lo que se estudian la absorción y dispersión generados por los tejidos biológicos [Hielscher, 2002].

#### 3.1.1 Curva pletismográfica

Un ejemplo de la interacción de la luz con los tejidos es a través de la curva pletismográfica obtenida mediante Fotopletismografía (PPG), la cual ha sido usada para hacer mediciones de la saturación de oxígeno, la presión sanguínea, el gasto cardíaco y para evaluar las funciones anatómicas, por lo que podemos relacionarla directamente con DOT. Esta curva se obtiene por pulsioximetría, donde el dispositivo médico monitoriza la saturación de oxígeno en la sangre (%spO<sub>2</sub>) y los cambios en el volumen de sangre en la piel del paciente (PRbpm). El sistema hace uso de un sensor que se basa en la interacción que presentan la oxihemoglobina (HbO<sub>2</sub>) y la des-oxihemoglobina (Hb) con la luz incidente, específicamente con el coeficiente de extinción de las constantes de absorción específicas presentes en estas [Nitzan, 2014]. Los valores normales para esta medida son del 95% al 100%.

El sensor de pulsioximetría utiliza un par de diodos emisores de luz frente a un fotodiodo entre los cuales se introduce la parte translúcida del cuerpo, generalmente un dedo o el lóbulo de la oreja. Uno de los diodos emite luz roja, con una longitud de onda de (640-660nm), la cual es absorbida por la desoxi-hemoglobina (Hb), y el otro es un diodo infrarrojo con una longitud de onda de (910-940nm), absorbida por la oxi-hemoglobina HbO<sub>2</sub>, en la Figura 21 se observan las curvas de absorción generadas por la Hb y HbO<sub>2</sub> para estas longitudes de onda. Estos diodos secuencian en un ciclo cerca de treinta veces por segundo lo que permite que el fotodiodo responda a la luz roja e infrarrojo por separado. En el proceso la luz que se transmite es procesada por el pulsioxímetro para determinar la saturación de oxígeno en la sangre y luego estas ondas son modificadas para poder mostrar una onda pletismográfica [Alajo, 2017].



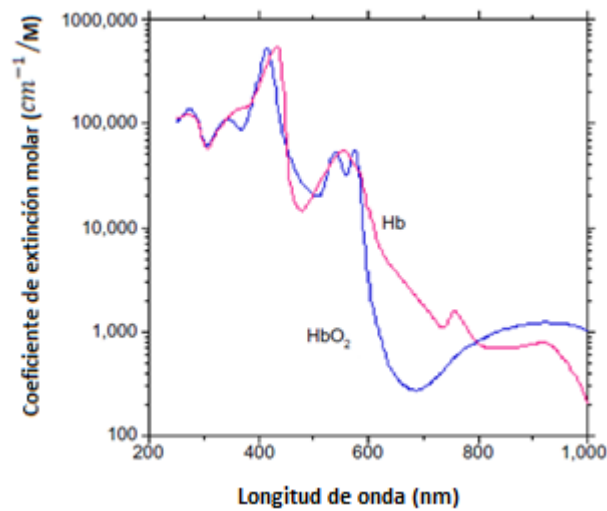


Figura 21 Espectro de absorción de la Oxi-hemoglobina (HbO<sub>2</sub>) y la Desoxi-hemoglobina (Hb).

La medición PPG en estas longitudes de onda permite evaluar la contribución de la sangre arterial a la absorción total de luz, partiendo de que la señal PPG refleja cambios en el volumen sanguíneo arterial. De esta manera, la amplitud de PPG está relacionada con la absorción de luz en el aumento del volumen de sangre arterial durante la sístole (Figura 22). Los valores máximos y mínimos del pulso de PPG reflejan la irradiación de luz transmitida a través del tejido cuando el volumen de sangre del tejido es mínimo o máximo, respectivamente.

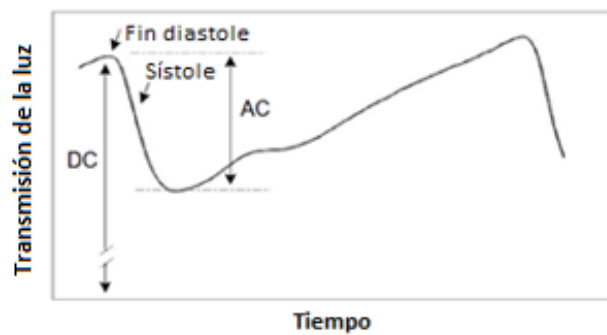


Figura 22 Señal Fotopletismográfica (PPG). AC: Amplitud del pulso, DC: Línea base del pulso.

Existen diferentes factores que afectan la pulsioximetría [Rojas, 2006], algunos se explican en la Tabla 1:

Tabla 1 Factores que afectan la oximetría del pulso.

Movimiento	Cualquier movimiento en niños causa, frecuentemente, lecturas inadecuadas. Generalmente están relacionadas con el traslado de los pacientes, incluso con el traslado intrahospitalario.
------------	---

Carboxihemoglobina	Los pacientes quemados pueden sufrir de intoxicación por monóxido de carbono. Esta tiene casi la misma absorbancia que la oxihemoglobina, lo que puede estimar lecturas mayores a las reales.
Metahemoglobina	La acción de este tipo de hemoglobina se da por acción de fármacos como la nitroglicerina, óxido nítrico, prilocaina. Su absorbancia es de 660 a 940 nm, por lo que puede interferir en el rojo e infrarrojo
Colorantes	El azul de metileno y verde de indocianina, que se utilizan en cirugía urológica, disminuyen la SpO2 ya que tienen la misma absorbancia que la oxihemoglobina.
Esmalte de uñas	El color rojo, negro y verde, pueden causar errores debido a que alteran la absorbancia lumínica e interfieren con las longitudes de onda

Además de esto, se deben tener en cuenta factores ambientales y el estado del paciente. Se pueden generar errores en la medición por mala perfusión periférica generada por frío ambiental, disminución de temperatura corporal, hipotensión, vasoconstricción, entre otras. Este error se presenta por la necesidad que tiene el dispositivo de que exista flujo pulsátil. Puede ser mejorada con calor, masajes, terapia local vasodilatadora, quitando la ropa ajustada.

### 3.2 Aplicaciones

Esta técnica tiene diferentes variaciones en donde se busca mejorar algún aspecto ya sea para la visualización de las funciones (sanguíneas, neuronales, musculares, etc.) o para la reconstrucción de cortes anatómicos como lo son la tomografía óptica difusa por fluorescencia (fDOT) o las DOT guiadas por diferentes métodos como el ultrasonido. Este último, demostró su potencial al ayudar a diferenciar las lesiones malignas y benignas. La ventaja es que no se requiere de la aplicación de un medio de contraste externo, sino que la hemoglobina es usada como medio de contraste natural, al estar directamente relacionado con la angiogénesis tumoral, un factor clave requerido para el crecimiento tumoral y metástasis [Zhu, Q., 2016].

Este tipo de imágenes han sido utilizadas para observar la activación en las funciones cerebrales generadas por estímulos externos como las presentadas por el sistema motor, visual y auditivo. Habermehl et al. realizaron un estudio usando DOT y resonancia magnética funcional (fMRI), además de usar un transductor piezoeléctrico conectado al pulgar y otro al meñique, con los que se proporcionó una estimulación vibrotáctil de frecuencia 40 Hz. Esta

estimulación se proporcionó durante las tomas con un sistema DOT de alta densidad y fMRI, 40 veces con duración de 20s seguidos de 20s de descanso. Para el sistema DOT se usaron 30 sondas de fibra óptica que funcionan como emisor y detector y se ubicaron en una cuadrícula rectangular de 6x5 con longitudes de onda de 760 nm y 830 nm. Al obtener los resultados y comparar el sistema DOT de alta densidad con fMRI se obtuvieron resultados muy similares, lo que genera confianza en la toma de imágenes funcionales usando DOT de alta densidad.

Eggebrecht et al. presentan un sistema HD-DOT de 96 fuentes y 92 detectores proporcionando más de 1200 mediciones útiles de detector-fuente permitiendo obtener respuestas funcionales a 13 mm de profundidad. El estudio se realizó en el campo de la visión en donde se monitorearon las respuestas a las tareas del lenguaje incluyendo la audición, la lectura, el habla imaginaria y la generación de palabras. Para obtener la confiabilidad del dispositivo, se compararon las imágenes obtenidas con las respuestas funcionales para los mismos estímulos usando fMRI. Aunque se obtuvieron variaciones en ambos resultados las características y lugares predominantes son cualitativamente similares.

Hielscher et al. proponen un equipo que consta de un tanque de 30x30x30cm en el que se introduce agua tibia, con soporte para brazo, mano y dedo, esto para reducir artefactos y ruido generados por el movimiento de la mano. Durante la medición, la luz del láser se centra en un punto de aproximadamente 0.3 mm de diámetro en la parte posterior del dedo mientras el fotodetector está sumergido y en contacto directo con el dedo. Luego se genera un barrido donde se obtienen los cortes sagitales. Al comparar los resultados de DOT y tomas realizadas con ultrasonido en sujetos sanos y pacientes que presentan artritis reumatoide se encontró que tenían mucha concordancia al mostrar la inflamación de las articulaciones, además de coincidir con los exámenes médicos previos.

Por otro lado, se han realizado imágenes de la glándula tiroides y se adelantan estudios para el monitoreo de cáncer de mama, lo que ayudaría a predecir y controlar las respuestas a la quimioterapia de cáncer de mama avanzado.

## 4 Diseño e implementación de un sistema DOT

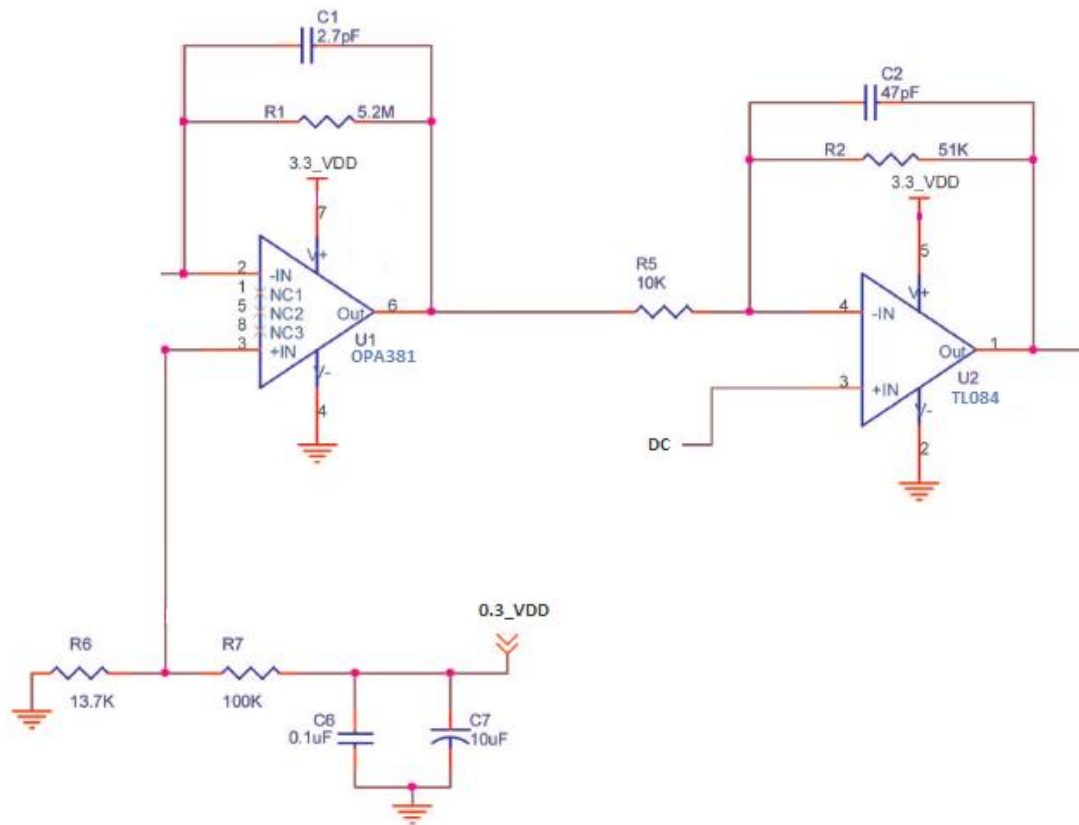
En este capítulo se describe cómo funciona el sistema, el cual está compuesto por tres módulos principales, el módulo de adquisición a partir de emisor y receptor de luz, el mecanismo de captura de proyecciones alrededor del objeto y el tratamiento de las señales para la reconstrucción digital del objeto. Se debe tener en cuenta que para el control de los primeros dos módulos se desarrolló un código en Matlab que permite controlar las diferentes variables del sistema.

El módulo de adquisición es un sistema físico conformado por un amplificador de transimpedancia (TIA), un amplificador operacional y un puente tipo H. Están encargados principalmente de generar las señales que serán tratadas por el software de adquisición. El mecanismo se conforma por dos motores paso a paso con los que se genera la geometría de reconstrucción requerida por el modelo de reconstrucción usado. Finalmente, el tratamiento de las señales desarrollado en la herramienta Matlab en donde se desarrolló el código para obtener los sinogramas y posteriormente realizar la reconstrucción.

### 4.1 Adquisición y acondicionamiento de la señal

#### 4.1.1 Diseño del circuito

Se implementó un circuito basado en el planteado por Markandey, V. usando circuitos integrados de Texas Instruments, los cuales son específicos para aplicaciones médicas. Este consta de tres etapas: amplificación de transimpedancia, en la cual además se tiene el control de los diodos LED, un conversor análogo digital, y una etapa de control [Markandey, V. 2010].



#### 4.1.2 Puente tipo H para el control del sensor de pulsioximetria

Para el control de los diodos LED se implementó un puente tipo H usando 2 Transistores PNP y dos NPN como se presenta en la Figura 23, los cuales servirán como interruptores de modo que para el transistor PNP se toma como encendido o cerrado cuando el voltaje es positivo y se abre o apaga cuando el voltaje es de 0V mientras que el NPN se maneja de forma contraria, de modo que si se activan el interruptor 1 y el 4 se enciende uno de los diodos, o si se activan el número 2 y el 3 se encenderá el contrario, pero en caso de activarse simultáneamente los interruptores de la derecha o los de la izquierda se genera un corto circuito de la alimentación, por lo tanto es importante evitar esta situación. En caso de activar solo los interruptores superiores o los inferiores no se estarán alimentando los leds.

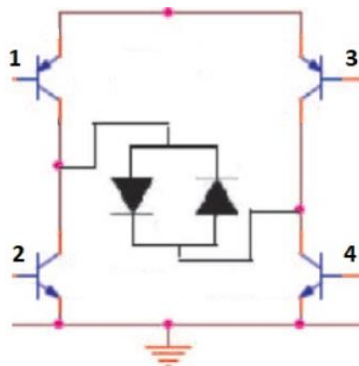


Figura 23 Puente tipo H.

En este proyecto se usaron la luz roja e infrarroja de forma separada y constante para la toma de mediciones por absorción de luz para cada una de las longitudes. Luego de realizar los estudios de prueba se encontraron mejores resultados para la longitud de onda del espectro IR por lo que se decidió mantener esta luz constante y evitar el uso de luz roja.

#### 4.1.3 Amplificador de Transimpedancia OPA381

Un amplificador de transimpedancia convierte una corriente de entrada en una tensión de salida por medio de la resistencia realimentación (también llamada resistencia de ganancia de transimpedancia o  $R_f$ ). Idealmente, toda la corriente circula por esta resistencia, pero en la práctica el amplificador toma un poco de esta corriente en forma de corriente de polarización, lo que genera un error a la salida del amplificador. Este error está relacionado directamente con el valor de la resistencia, entre más grande sea el valor mayor será el error. Dada la naturaleza física del fotodetector se hace necesario el uso del amplificador de transimpedancia en orden de obtener una señal de voltaje.

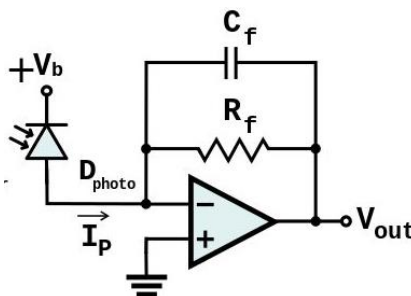


Figura 24 Esquema general de un Amplificador de Transimpedancia.

Y la transimpedancia se puede calcular de la siguiente manera:

$$Z_T = \frac{R_f}{1 + \frac{R_f}{A}} \quad (11)$$

Donde  $R_f$  es la impedancia de retroalimentación,  $A$  es la ganancia de voltaje de lazo abierto y  $R_f/A$  es la impedancia de entrada. En esta aplicación se usó una resistencia  $R_f$  de  $5.2\text{M}\Omega$  y un capacitor  $C_f$  de  $2.7\text{pF}$ .

Se usó el TIA OPA381 el cual proporciona  $18\text{MHz}$  de ganancia de ancho de banda de alta precisión, una corriente de entrada baja y un voltaje de entrada bajo, lo que lo hace un amplificador de transimpedancia ideal para fotodiodos de banda ancha.

Este amplificador fue usado como filtro pasa bajo, pensado para evitar la entrada de algunas señales de ruido presentes en este tipo de circuitos por captar señales tan débiles, las cuales pueden estar afectadas por factores externos (Figura 24).

#### 4.1.4 Amplificador operacional TL084

Se usó un amplificador operacional TL084, el cual incorpora transistores JFET y bipolares de alta tensión, como segunda etapa de filtrado. El circuito se configuró para usarse como filtro pasa-bajo y para restar a la señal un OFFSET o señal (DC) calculada previamente por una tarjeta de adquisición (DAQ). Además, este amplificador tiene una impedancia de entrada alta, lo cual era requerido por el circuito, ya que el TIA OPA381 tiene una impedancia de salida alta.

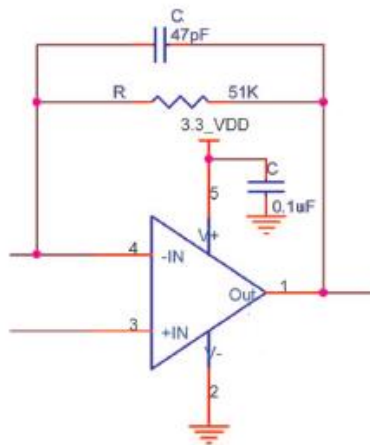


Figura 25 Amplificador operacional TL084 configurado en modo diferencial y filtro pasa bajo.

En este circuito se configuró el amplificador operacional TL084 de modo diferencial y como filtro pasa-bajo como se expone en la Figura 25, para esto se usó una resistencia de  $51\text{K}$  y un capacitor de  $4.7\text{pF}$ . En la entrada No. 4 entra la señal que sale directamente del TIA ya que, al ser una señal de atenuación es necesario invertirla para obtener resultados positivos. En el pin No. 3 entra el OFFSET enviado por la tarjeta de adquisición para ser restado de la señal.

#### 4.1.5 Digitalización de la señal con la tarjeta de adquisición NI MyDAQ

NI MyDAQ es un dispositivo de adquisición de datos portátil (DAQ) de bajo costo que utiliza instrumentos de software basados en NI LabVIEW, y compatible con otros entornos como

Matlab. El hardware DAQ actúa como la interfaz entre un computador y señales del mundo exterior. Funciona principalmente como un dispositivo que digitaliza señales analógicas entrantes para que un computador pueda interpretarlas. Los tres componentes clave de un dispositivo DAQ usado para medir una señal son el circuito de acondicionamiento de señales, convertidor analógico-digital (ADC) y un bus de datos (Figura 26).

### **Acondicionamiento de Señales**

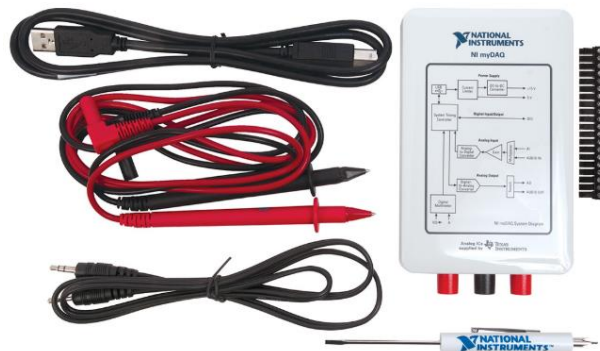
El circuito de acondicionamiento de señales se encarga de manipular una señal de tal forma que sea apropiada para entrar a un ADC. Este circuito puede incluir amplificación, atenuación, filtrado y aislamiento.

### **Convertidor Analógico Digital (ADC)**

Las señales analógicas de los sensores deben ser convertidas en digitales antes de ser manipuladas por el equipo digital. Un ADC es un chip que proporciona una representación digital de una señal analógica en un instante de tiempo. En la práctica, las señales analógicas varían continuamente con el tiempo y un ADC realiza "muestras" periódicas de la señal a una razón predefinida. Estas muestras son transferidas a un computador a través de un bus, donde la señal original es reconstruida desde las muestras en software.

### **Bus de datos**

El bus de datos sirve como la interfaz de comunicación entre el dispositivo DAQ y el computador para pasar instrucciones y datos medidos. Los dispositivos DAQ se ofrecen en los buses de computador más comunes, incluyendo USB, PCI, PCI Express y Ethernet. Varios dispositivos DAQ incluyen otras funciones para automatizar sistemas de medidas y procesos. Por ejemplo, los convertidores digitales-analógicos (DACs) envían señales analógicas, las líneas de E/S digital reciben y envían señales digitales y los contadores/temporizadores cuentan y generan pulsos digitales. Combinado con alguna interfaz gráfica, es posible analizar y procesar señales adquiridas y controlar procesos simples en cualquier momento y en cualquier lugar.



*Figura 26 Tarjeta de adquisición NI MyDAQ.*

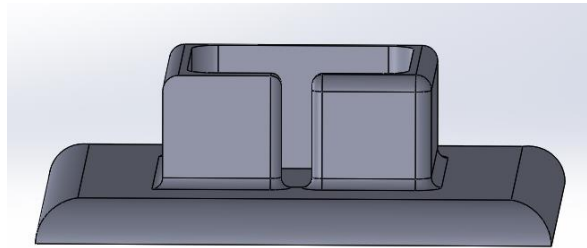
Se usaron dos tarjetas de adquisición NI MyDAQ; una para el control de los puertos análogos y la segunda para los digitales. Los puertos digitales fueron usados para controlar dos motores pasos a paso, donde se puede especificar la cantidad de ángulos y pasos que daría cada uno de estos. Las entradas y salidas análogas se usaron para resolver algunos requisitos del



circuito. El puerto de entrada (ai0) se usó para recibir la señal que resultante del primer filtro y, posteriormente, se calculó la señal DC, la cual fue enviada por la salida análoga (ao0) para ser restada por el amplificador operacional. La entrada análoga (ai1) se usó para recibir la señal filtrada y sin OFFSET para procesarla finalmente en una última etapa de filtrado digital.

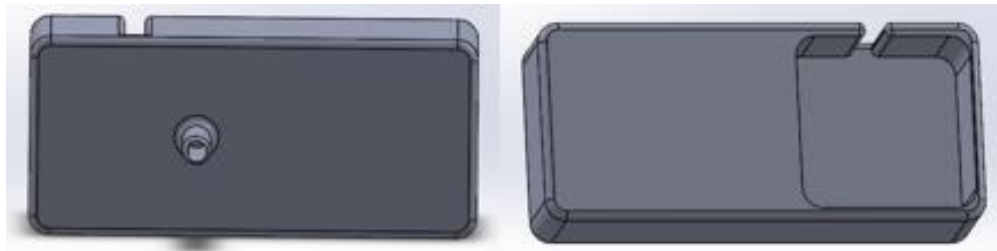
## 4.2 Renderizado 3D del sistema de soporte

Se usó la herramienta SOLIDWORKS, la cual es un software CAD que permite modelar piezas y conjuntos tanto en 2D como en 3D, además de permitir la extracción de planos técnicos entre otra información necesaria para la producción. Se diseñaron tres soportes para las piezas principales del mecanismo (los motores y los diodos). La Figura 27 muestra la primera pieza, la cual fue la base para el motor principal y consta de un espacio para introducir el motor y una base amplia para reducir el ruido por movimientos.



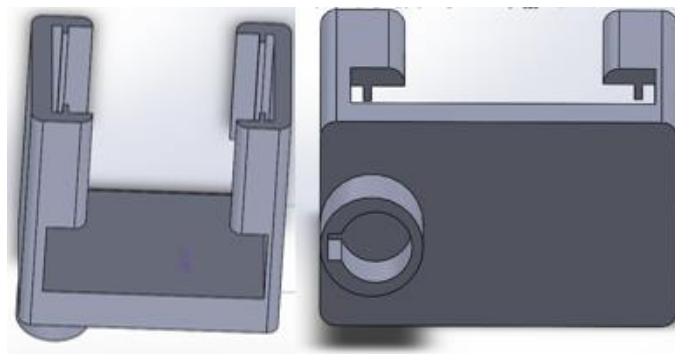
*Figura 27 Soporte para el motor principal.*

La segunda pieza (Figura 28) será el soporte del motor de barrido, en ella se observa el espacio en el que se introduce el motor y una base circular que se encaja con la guía del motor principal. Este soporte se diseñó de manera que la guía del motor principal quedara alineada con el centro del soporte de los diodos para poder realizar el barrido en forma de abanico. Por esta razón fue necesario dejar una superficie de contrapeso para mantener las medidas alineadas.



*Figura 28 Soporte para el motor de barrido.*

La última pieza es el soporte para los diodos, en esta se enfrentarán los emisores con el receptor sostenidos por ranuras como se observa en la Figura 29. Este soporte también cuenta con base circular para encajar con el motor de barrido. También fue necesario tener en cuenta el punto de giro del motor principal para fijar el centro del soporte a la misma distancia de la guía principal.



*Figura 29 Soporte para el sensor de pulsioximetria.*

En el anexo los planos con sus respectivas medidas.

### 4.3 Mecanismo

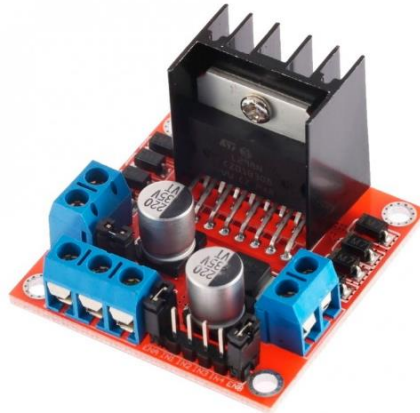
#### 4.3.1 Controlador de motor paso a paso L298N

El módulo puente H L298N es una tarjeta que permite controlar motores de corriente directa, motores paso a paso, solenoides y cargas inductivas en general. Esta tarjeta está construida en torno a un circuito integrado L298N, el cual integra dos puentes tipo H independientes los cuales tienen la capacidad de conducir una corriente de 2 A constantes o 4 A en picos no repetitivos. Gracias a los puentes H que contienen el integrado es posible controlar la velocidad y la dirección de dos motores de corriente continua o un motor paso a paso.

El rango de tensiones en el que trabaja este módulo va desde 3 V hasta 35 V. A la hora de alimentarlo hay que tener en cuenta que la electrónica del módulo consume unos 3 V, así que los motores reciben 3 V menos que la tensión con la que alimentemos el módulo. En la tabla 2 se muestran las especificaciones de operación del módulo L298N.

*Tabla 2 Especificaciones de funcionamiento del módulo L298N.*

<b>Interfaz de potencia</b>	<b>Corriente pico de operación</b>	<b>Corriente constante de operación</b>	<b>Voltaje de control</b>	<b>Corriente de control</b>	<b>Potencia de salida</b>
7-46 V	4 A.	2 A.	5 V	36 mA	25 W



*Figura 30 Módulo L298N.*

#### 4.3.2 Motor paso a paso SL42STH48-1504A

Un motor paso a paso es un dispositivo electromecánico capaz de convertir una serie de pulsos eléctricos en desplazamientos angulares. Este tipo de motores son ideales para la construcción de mecanismos donde se requieran movimientos muy precisos, ya que presentan grandes ventajas sobre la precisión y la repetitividad en cuanto a posicionamiento. La característica principal de estos motores es la posibilidad de moverlos un paso a la vez por cada pulso aplicado, variando en ángulos desde  $90^\circ$  hasta movimientos muy pequeños de  $0.9^\circ$  dependiendo del motor.

El motor paso a paso SL42STH48-1504<sup>a</sup> es un motor bipolar, por lo que cuenta con dos bobinas, cuatro cables, donde cada par corresponde a las terminales de una bobina. Gracias a la configuración de las bobinas, la corriente puede fluir en ambas direcciones, por lo que se requiere un control bidireccional ya que se debe tener en cuenta que la dirección del flujo de corriente por las bobinas induce un campo magnético generando polos magnéticos encargados del movimiento del motor.

Para el prototipo se usaron dos motores paso a paso SL42STH48-1504<sup>a</sup> que permiten obtener las paradas necesarias para la toma de proyecciones. Uno de estos se usó como motor base, el cual gira  $360^\circ$  y moviendo con cada paso el segundo motor que servirá como soporte para los sensores. El segundo motor tiene un movimiento más limitado ya que solo se requería un abanico de entre 30 y 60 grados por cada paso del motor base, esto para garantizar que las proyecciones se hicieran sobre el eje del mecanismo con lo que se pudo garantizar el monitoreo del objeto.

En la tabla 3 se muestra la secuencia de pasos generados por la tarjeta de adquisición para el movimiento de los motores. Ya que ambos motores se controlan desde la misma tarjeta de adquisición y que las salidas digitales están siempre activas, se genera una des-habilitación de los puertos que controlan uno de los motores mientras se controla el movimiento del otro, en donde la habilitación de una de las bobinas se muestra con 1 y la des-habilitación con 0. En la tabla 4 se muestran las especificaciones de operación de los motores paso a paso SL42STH48-1504<sup>a</sup>

Tabla 3 Secuencia de pasos usada para generar los movimientos de ambos motores.

PASOS BOBINA 1	TERMINALES BOBINAS – SALIDAS DIGITALES DE LA DAQ PUERTOS DEL 0 AL 7.							
	A1	B1	C1	D1	A2	B2	C2	D2
1	1	0	1	0	0	0	0	0
2	1	0	0	1	0	0	0	0
3	0	1	0	1	0	0	0	0
4	0	1	1	0	0	0	0	0
PASOS BOBINA 2								
1	0	0	0	0	1	0	1	0
2	0	0	0	0	1	0	0	1
3	0	0	0	0	0	1	0	1
4	0	0	0	0	0	1	1	0

Tabla 4 Especificaciones de operación del motor paso a paso SL42STH48-1504A.

Longitud	Ángulo de paso	Voltaje nominal	Corriente nominal	Resistencia de fase	Inductancia de fase	Torque	No. Cables	Momento de inercia	Peso
4.7 cm	1.8°	2.8 V	1.68 A	1.68 $\Omega$	2.8 mH	5.6 Kg cm	4	68	0.35Kg



Figura 31 Motor paso a paso SL42STH48-1504A.

#### 4.3.3 Sensor de pulsioximetria

En el dispositivo se usó un sensor de pulsioximetria NELLCOR DS A-100 que tiene nueve pines de conexión los cuales están distribuidos de la siguiente manera: los pines dos y tres son los encargados de encender los diodos, el pin cinco se conecta a la entrada positiva del TIA y el pin nueve a la entrada negativa, el resto de pines son llevados a tierra como se observa en la Figura 32.

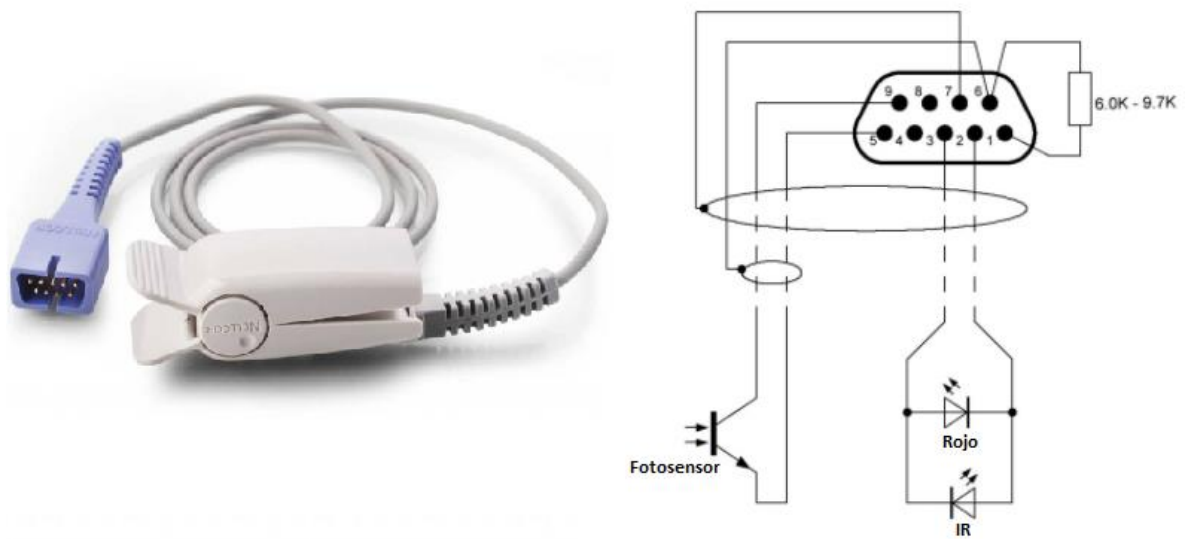


Figura 32 Disposición de pines para el sensor NELLCOR DS A-100

#### 4.3.4 Técnica de reconstrucción algebraica (ART)

El algoritmo de reconstrucción ART es un método iterativo, como se explicó anteriormente. Inicialmente, lo podemos entender como un objeto que se divide en una matriz de voxels a la cual se le hacen tantas proyecciones como se quieran, esto se entiende mejor al observar la Figura 33.

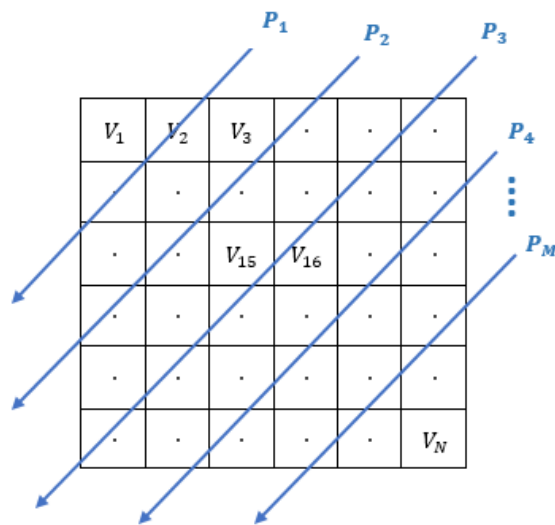


Figura 33 Representación gráfica de un objeto dividido en voxels al cual se le practican  $M$  proyecciones.

Esto se reorganiza de tal forma que se genere una matriz que tendrá como dimensiones, la cantidad de proyecciones por la cantidad de voxels, luego se organizan los voxels en forma de vector, que al ser multiplicado por la matriz generada se encuentra el aporte realizado por cada voxel a cada una de las proyecciones como se observa en la ecuación 12.

$$\begin{bmatrix} P_1 \\ P_2 \\ P_3 \\ P_4 \\ \vdots \\ P_M \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 & 1 & \cdots & 0_N \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & \cdots & 0_N \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \cdots & 0_N \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \cdots & 0_N \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 0_M & 0_M & 0_M & 0_M & 0_M & \cdots & 0_N \end{bmatrix} \begin{bmatrix} V_1 \\ V_2 \\ V_3 \\ V_4 \\ \vdots \\ V_N \end{bmatrix} \quad (12)$$

Cada una de las proyecciones contiene información acerca del volumen y se organizaran de tal forma que se construya el sinograma. El sistema DOT nos entrega el sinograma de cada uno de los objetos de estudio y posteriormente se introduce en el módulo de software con el cual se realizará la reconstrucción.

En este caso, se usó el toolbox ASTRA de Matlab donde ya estaba establecido el método de reconstrucción ART. Este modelo permite la modificación de varios parámetros de reconstrucción para una mejor adaptación con el mecanismo y los datos obtenidos. En la Figura 34 se muestra como se conforma ART en el toolbox ASTRA.

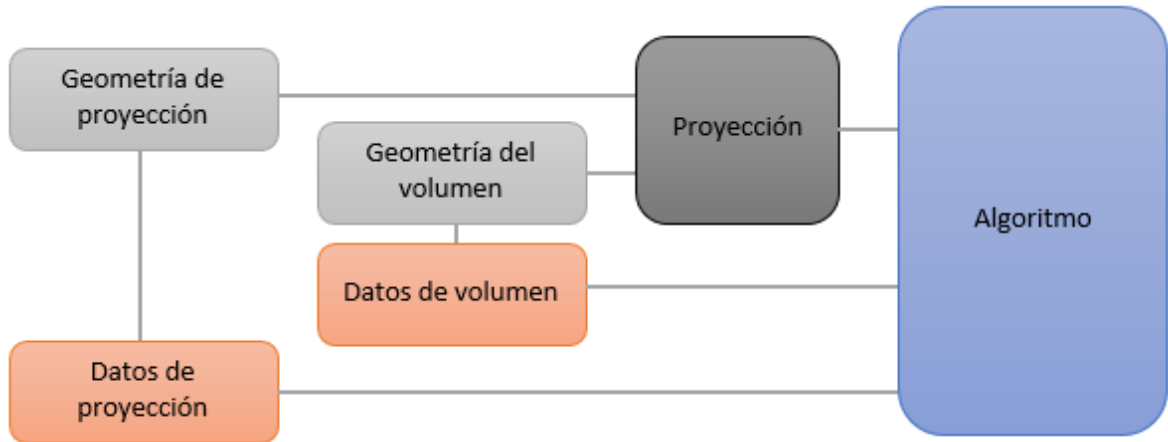


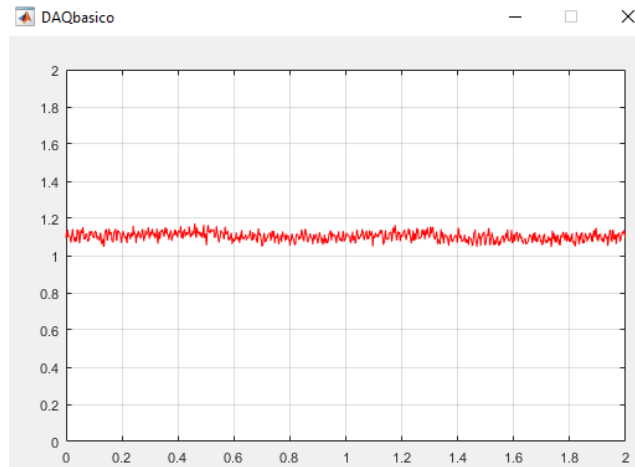
Figura 34 Diagrama de bloques del funcionamiento del algoritmo ART en el toolbox ASTRA.

En este caso se modificó la geometría en la que se obtenían los datos, la cantidad de iteraciones y la forma de los rayos lo que permitió obtener mejores resultados.

## 5 Resultados

### 5.1 Señal filtrada para luz roja e IR

Para la captura de los datos se realizó una etapa física y otra digital como se explicó anteriormente. Inicialmente se realizó una toma de los datos resultantes de la salida del amplificador de transimpedancia para tener un punto de partida para la toma de decisiones acerca de los filtros y herramientas a utilizar. Esta prueba se obtuvo al introducir un dedo entre el emisor y el receptor (estas pruebas fueron realizadas con el diodo IR); se estableció una frecuencia de muestreo de 500 Hz y se recolectaron datos por periodos de 2 s, los cuales fueron enviados a Matlab en tiempo real para su post-procesamiento y visualización. La Figura 35 muestra la forma de la señal de salida del amplificador de transimpedancia:



*Figura 35 Gráfica de los valores voltaje vs tiempo de los valores entregados por el amplificador de transimpedancia (TIA) OPA381 para un dedo.*

Al obtener este resultado, y teniendo en cuenta las especificaciones de los TIA, se puede evidenciar que hay un alto nivel DC con respecto a las variaciones pulsátiles de la señal. Por esta razón, si se desea amplificar estas componentes oscilatorias, primero se debe remover este nivel DC; de lo contrario se podría llegar a saturar el segundo amplificador. Debido a esto, y como se mencionó en el capítulo anterior, se habilitó una entrada analógica en la tarjeta de adquisición que recibe la señal proveniente del TIA. Posteriormente, se calcula un promedio de la amplitud de la señal en Matlab, que corresponderá al nivel DC del fragmento de datos adquiridos en 2 s como se muestra en la Figura 36. Este valor se envía nuevamente al circuito a través de una de las salidas analógicas de la tarjeta de adquisición.

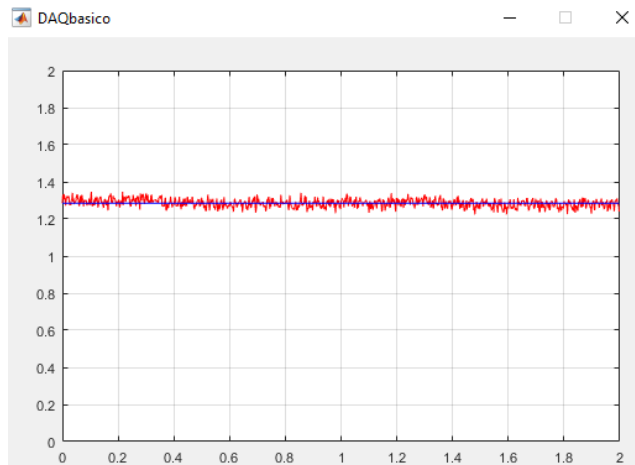


Figura 36 Gráfica de voltaje vs tiempo donde se expone el OFFSET de la señal. En rojo se encuentra la señal que sale del TIA y en azul el promedio o señal DC.

Luego, la señal original del TIA es restada al nivel DC con ayuda de un amplificador operacional TL084 configurado en modo diferencial, el cual además genera un proceso de amplificación, lo que finalmente permite evidenciar una señal pulsátil que corresponde al paso de sangre oxigenada por el dedo como se ve en la Figura 37. Es importante mencionar que el cálculo del nivel DC solo se realiza cuando la señal es pulsátil. Es decir, para las pruebas en los dedos de la mano. Note que para objetos con coeficientes de absorción constante se debe calcular el nivel DC únicamente, y por una sola vez, cuando no hay nada entre el emisor y el receptor, dado que la señal es cuasi-estática y si se calcula para cada paquete de 2 s el filtro podría cancelar la señal resultante en el amplificador restador.

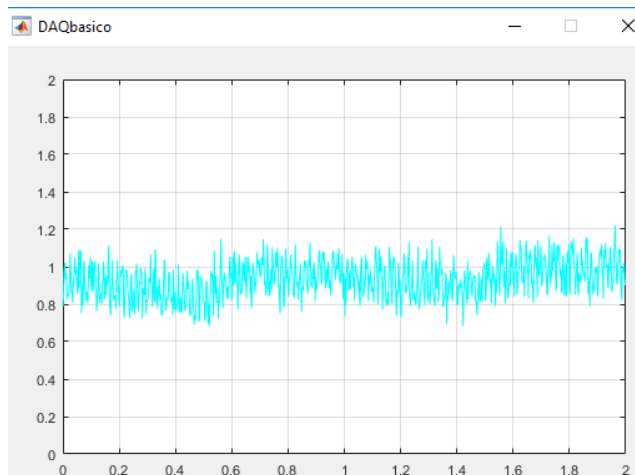


Figura 37 Gráfica de voltaje vs tiempo de la señal amplificada y filtrada por el amplificador operacional TL084.

Al obtener la señal de esta última etapa de filtrado analógico se puede notar aún mucho ruido en la señal, por lo que es necesario una tercera etapa de filtrado digital. Se construyó computacionalmente un filtro pasa bajo de orden 51 con frecuencia de corte en 11 Hz y una atenuación al 20% en 13 Hz. En la Figura 38 se puede ver la reducción del ruido obteniendo una señal más limpia y definida.



Todos estos filtros tuvieron frecuencias de corte entre 10 y 11 Hz debido a que se encontró que el pulso tiene frecuencias entre los 0.5 y los 11 Hz.

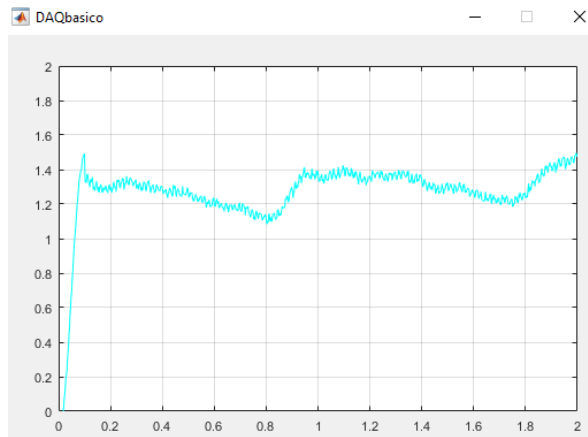


Figura 38 Gráfica de voltaje vs tiempo de la señal luego de pasar por la última etapa de filtrado.

Finalmente, en la Figura 39 se puede observar las diferencias generadas por cada una de las etapas.

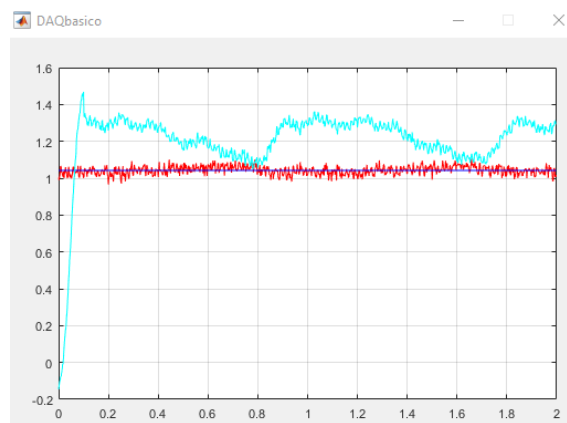


Figura 39 Gráfica de voltaje vs tiempo en donde se observan las diferencias generadas por las diferentes etapas. En rojo se encuentra la señal inicial (Salida del TIA). En azul oscuro se tiene la señal DC. En azul claro se observa la señal amplificada y filtrada.

En la Figura 40 se muestran las diferentes señales obtenidas mientras se permitía el paso total de luz hacia el detector. Aquí se observa que las señales son totalmente limpias y los valores de voltaje son mucho más altos.

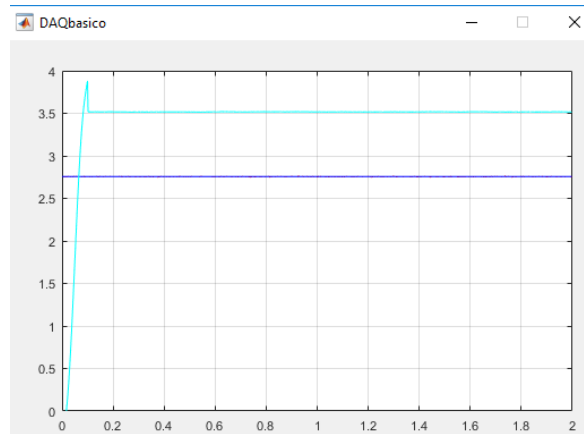


Figura 40 Gráfica de voltaje vs tiempo de las señales permitiendo el paso completo de luz hacia el detector.

Ya que se contó con un sensor de pulsioximetria, el cual cuenta con un diodo emisor de luz roja y otro de luz infrarroja se realizó una comparación entre las señales obtenidas por ambas luces. Se pudo observar que la señal de luz roja no contenía los componentes pulsátiles de la sangre que si se pudieron observar con la luz infrarroja como se ve en la Figura 41. Además, también se presentan valores de voltaje menores. Debido a estos resultados se optó por realizar las proyecciones solo con el diodo infrarrojo.

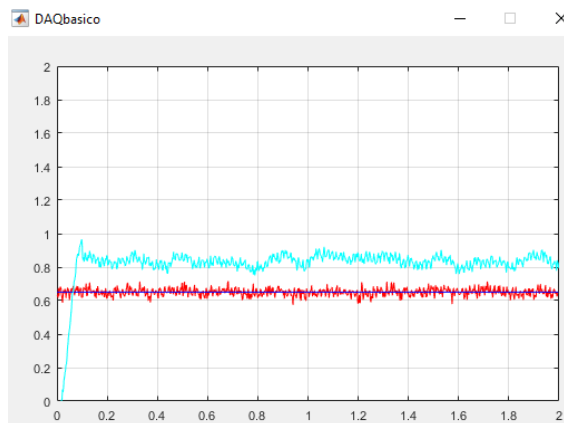


Figura 41 Gráfica de voltaje vs tiempo en donde se encuentran las diferentes señales obtenidas con luz roja.

## 5.2 Curva de atenuación para diferentes materiales

Luego de tener las señales filtradas se seleccionaron diferentes objetos de estudio para realizar cada una de las proyecciones. Se usaron palillos de madera, varillas de metal, un tubo plástico y gel balístico casero, el cual está conformado por grenetina, glicerina y vinagre. Como estos objetos no tienen componente pulsátil se estableció un nivel DC constante para ser restado en el segundo amplificador. Inicialmente se tomaron los perfiles de atenuación de cada uno de los objetos de estudio, para esto se realizaron 10 medidas para cada objeto y se calculó un promedio y una desviación. Se obtuvieron errores entre  $\pm 0.03\%$  y  $\pm 0.05\%$  lo que garantiza la confiabilidad del sistema.

Para el gel balístico se realizaron 3 pruebas con diferente grosor para obtener los diferentes valores de atenuación generada por las diferentes densidades, las cuales se muestran en las Figuras 42, 43 y 44.

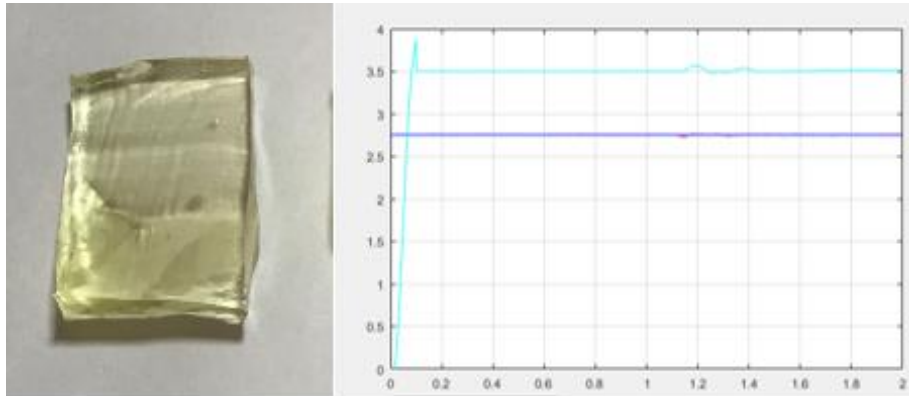


Figura 42 Gráfica voltaje vs tiempo. Valores obtenidos para el gel balístico de grosor 4 mm.

Se encontró que para el gel de 4 mm de grosor se obtienen intensidades de 3.6 V con una desviación de  $\pm 0.05\%$ .

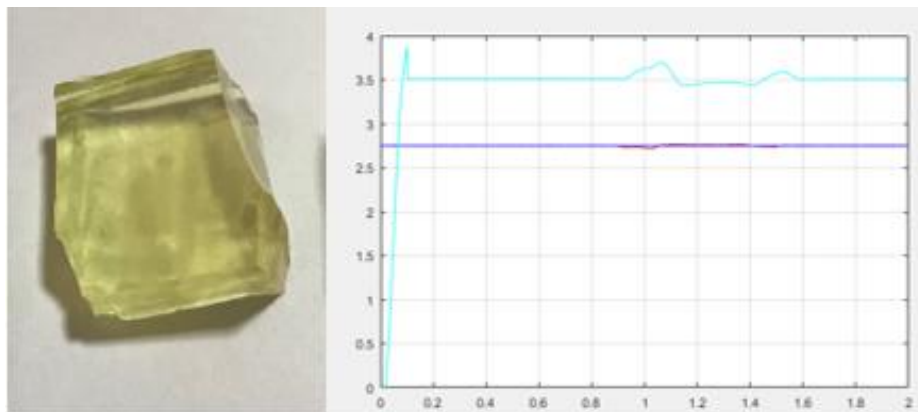


Figura 43 Gráfica voltaje vs tiempo. Valores obtenidos para el gel balístico de grosor 8 mm.

Se encontró que para el gel de 8 mm de grosor se obtienen intensidades de 3.7 V con una desviación de  $\pm 0.05\%$ .

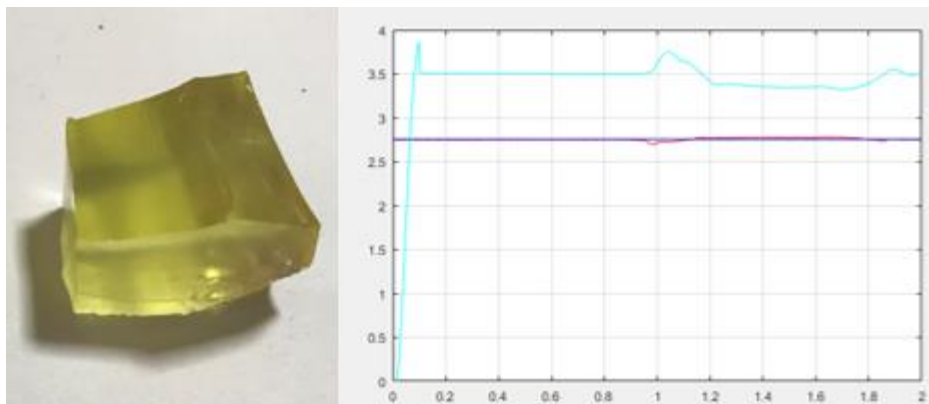
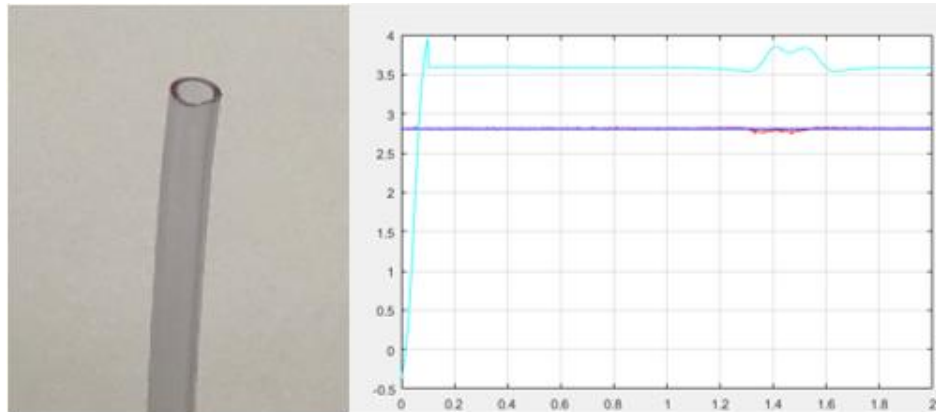


Figura 44 Gráfica voltaje vs tiempo. Valores obtenidos para el gel balístico de grosor 16 mm.

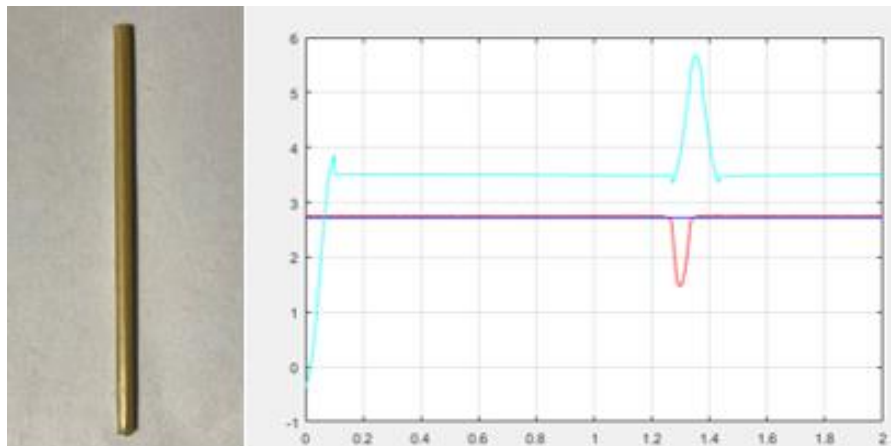
Se encontró que para el gel de 4 mm de grosor se obtienen intensidades de 3.8 V con una desviación de  $\pm 0.04\%$ .

En cada una de estas gráficas se puede observar el aumento en la atenuación generado por la densidad y grosor del gel balístico.



*Figura 45 Gráfica voltaje vs tiempo. Valores obtenidos para el tubo plástico.*

En la Figura 45 se ve la curva de intensidad generada por la densidad del plástico, además de observa el desnivel generado por el vacío en su interior. Esta curva presenta una intensidad de 3.9 V con una desviación de  $\pm 0.04\%$ .



*Figura 46 Gráfica voltaje vs tiempo. Valores obtenidos para el palillo de madera.*

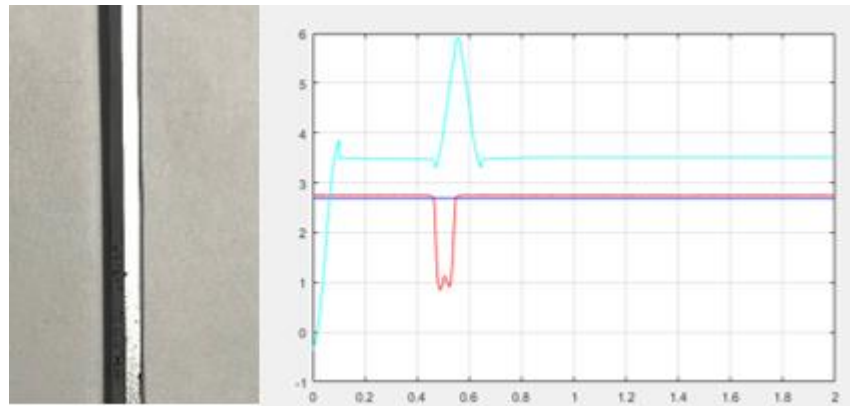


Figura 47 Gráfica voltaje vs tiempo. Valores obtenidos para la varilla metálica.

Con los resultados expuestos en las Figuras 46 y 47 se observa un crecimiento considerable en la curva de atenuación, siendo para estas con valores muy similares. Esto se debe a que al ser ambas densidades que no dejan pasar la luz se genera una atenuación total, generando picos altos y similares.

Para las medidas del palillo se obtuvo un valor promedio de 5.8 V con una desviación de  $\pm 0.03\%$  y para la varilla metálica se obtuvieron resultados de 6 V con una desviación de  $\pm 0.03\%$ . Estos resultados muestran que para objetos más densos el error es menor que el presente en objetos translucidos.

### 5.3 Resolución del sistema

Para evaluar la resolución del sistema nos basamos en el criterio de Rayleigh que define la distancia más cercana en la que pueden estar dos puntos para poder ser distinguibles. Dos puntos se consideran resueltos cuando el máximo de difracción principal de una imagen coincide con el primer mínimo de la otra como se muestra en la Figura 48 [Dahmen, 2015].

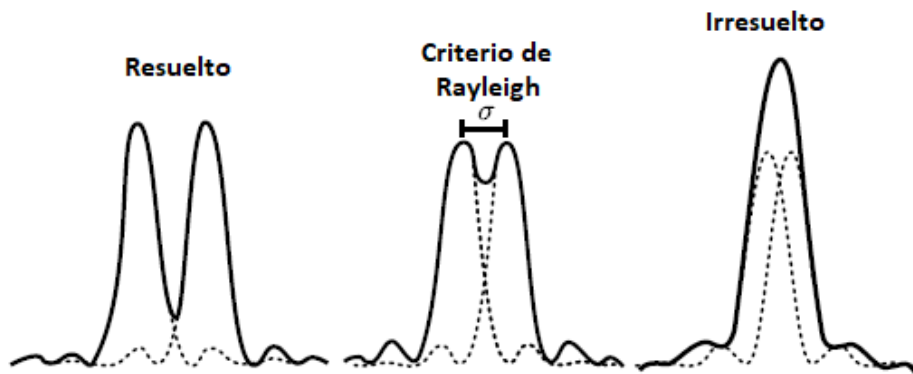
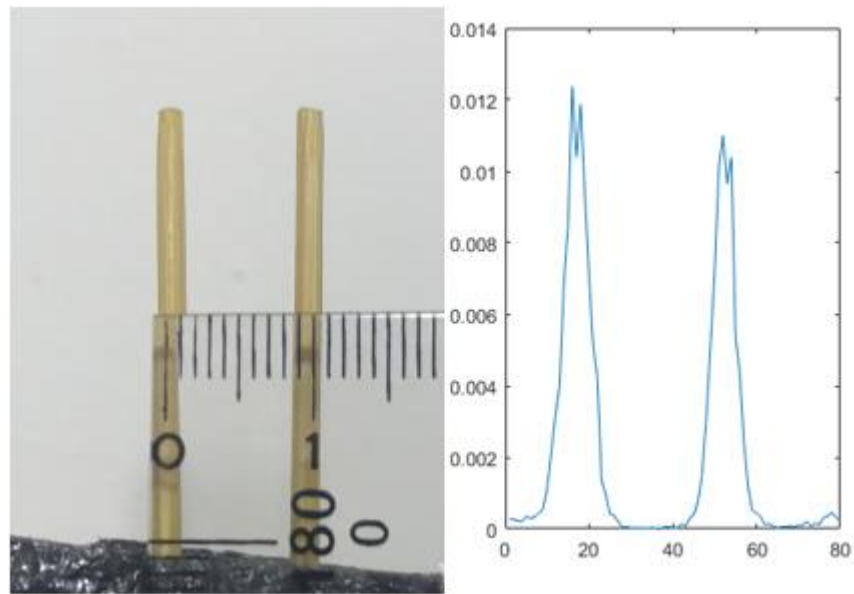


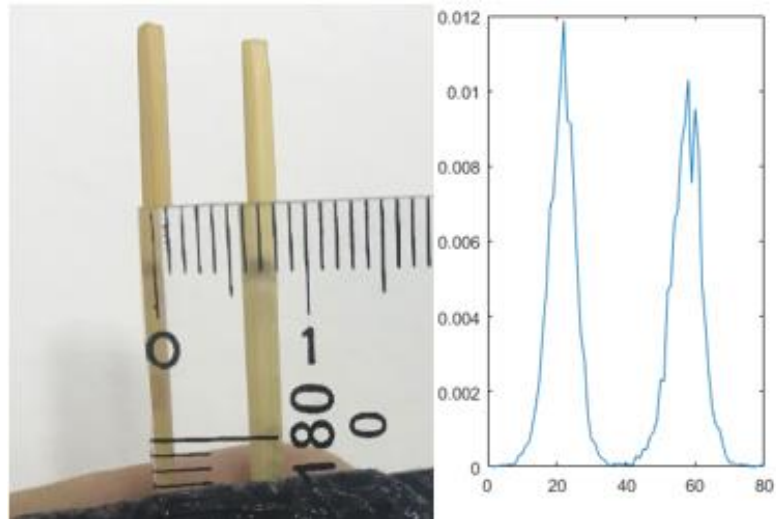
Figura 48 Comparación entre una imagen resuelta, irresuelta y un valor intermedio en el que rige el criterio de Rayleigh.

Se evaluó el sistema poniendo dos palitos de 2 mm de diámetro a las siguientes distancias: 10 mm, 7.5 mm, 5 mm, 2.5 mm, 1mm, 0 mm y se adquirió una única proyección para cada distancia.



*Figura 49 Resolución del sistema DOT para dos palillos a 10mm de distancia.*

En la Figura 49 se puede observar que para objetos separados a 10 mm de distancia el sistema presenta una imagen confiable. Se pueden identificar los picos generados por cada palillo y, por lo tanto, se obtienen imágenes donde se pueden distinguir la cantidad de objetos de estudio.



*Figura 50 Resolución del sistema DOT para dos palillos a 7.5mm de distancia.*

En la Figura 50 se observa que para distancias de 7.5 mm se obtiene, de igual manera, imágenes confiables ya que, aunque se acercaron los picos generados por los palillos, aún se identifican el inicio y fin de cada uno, con lo que aún se obtienen imágenes en las que se distingue la cantidad de objetos.

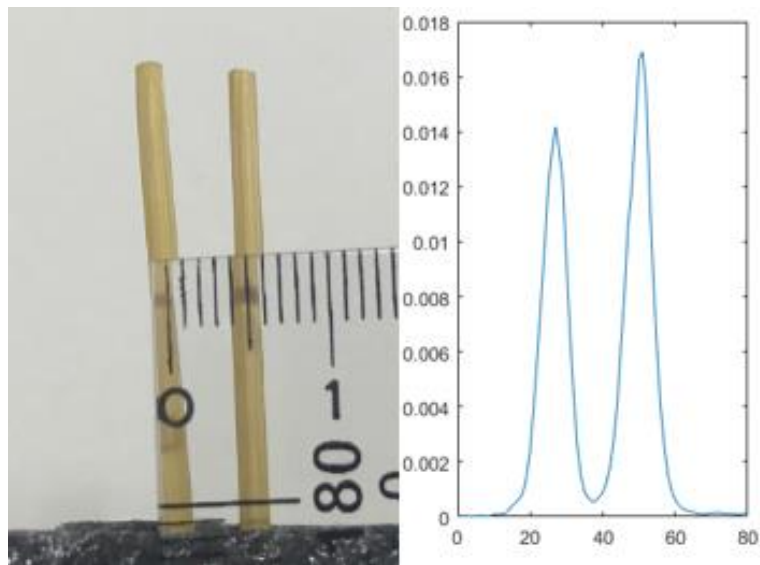


Figura 51 Resolución del sistema DOT para dos palillos a 5mm de distancia.

En la Figura 51, donde se evaluó la separación de 5 mm, se observó que se comienzan a unir las bases de los picos, aunque no es una unión alta por lo que aún se obtienen imágenes donde se distinguen todos los objetos de estudio.

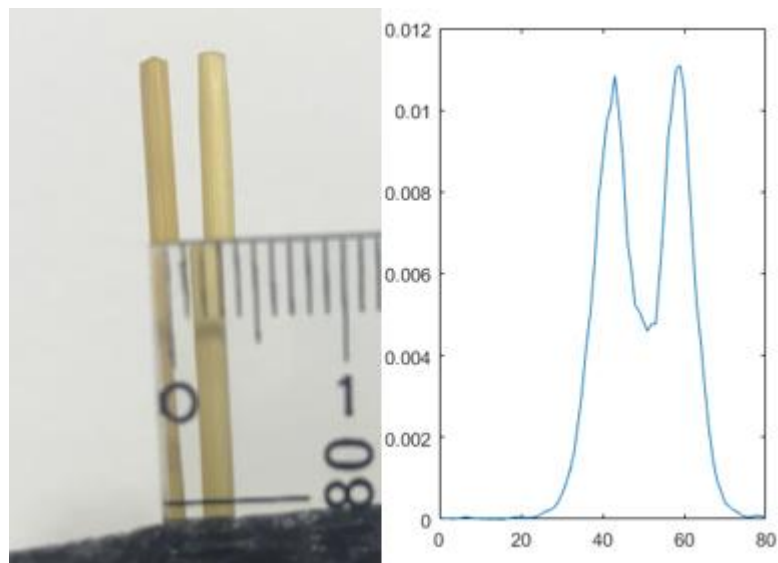


Figura 52 Resolución del sistema DOT para dos palillos a 2.5mm de distancia.

A una distancia de 2.5 mm, como se muestra en la Figura 52, se observa una unión considerable de los picos de absorción, esto genera imágenes poco confiables ya que existe una posibilidad de que se unan los objetos en las proyecciones. Sin embargo, todavía se pueden identificar como dos objetos diferentes, dado a que el valle entre los dos picos es mayor al 20% de la amplitud máxima, así como lo establece el criterio de Rayleigh.

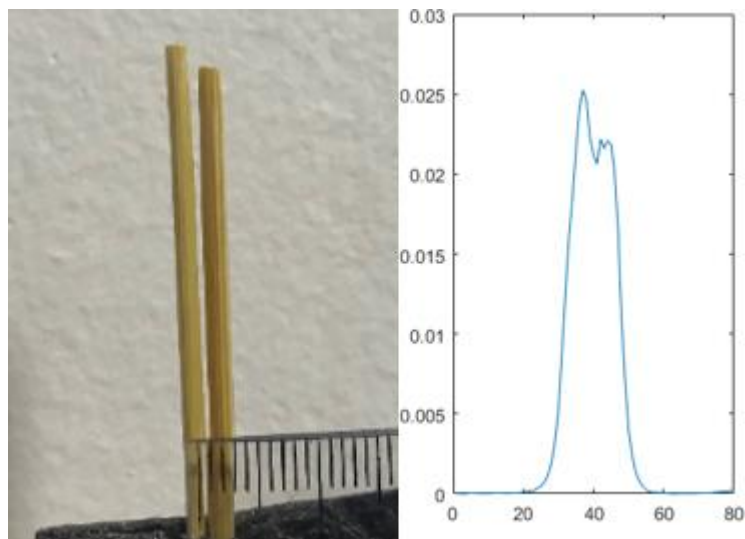


Figura 53 Resolución del sistema DOT para dos palillos a 1mm de distancia.

En la Figura 53 se observa que para las distancias de 1 mm se obtienen picos muy unidos, casi uno solo, lo que representa una alta probabilidad de que, en la proyección, se unan los objetos sin poder distinguirse entre sí. En este punto se puede determinar que no se cumple el criterio, y por lo tanto la resolución del sistema se aproxima a 1 mm.

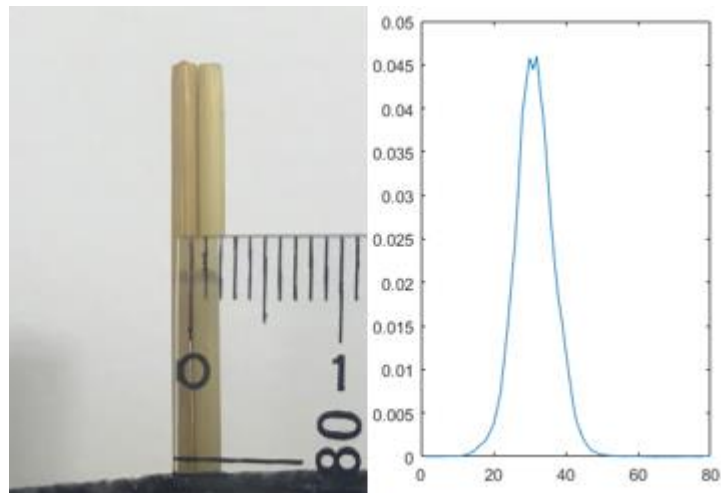


Figura 54 Resolución del sistema DOT para dos palillos a 0mm de distancia.

Al tener los objetos unidos se observa un solo pico de absorción, esto hace que los objetos no puedan ser distinguidos. Como se puede observar en la Figura 54, es un resultado similar al obtenido cuando los palitos están a 1 mm de distancia.

#### 5.4 Sinograma, proyecciones y curvas de intensidad

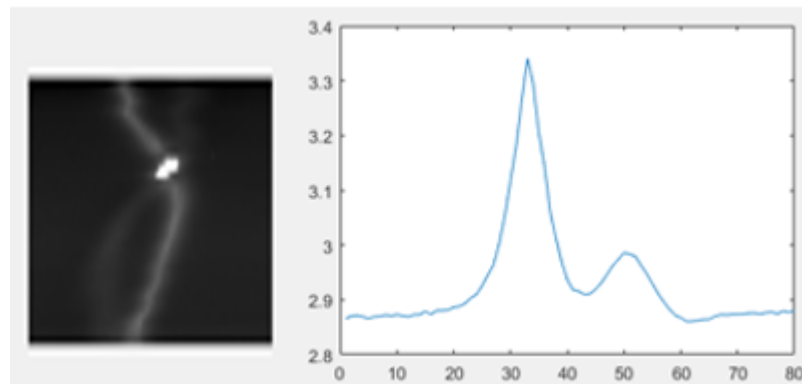
Se construyó el sinograma de cada uno de los objetos y se observaron algunas de las líneas de estos para evaluar la confiabilidad de los datos. Lo que se busca en las imágenes de estas líneas es observar la atenuación de luz que genera cada material para así compararlas con los perfiles de atenuación generadas anteriormente y así evaluar si los datos son correctos.



Para la reconstrucción de las imágenes, se usó el algoritmo de reconstrucción disponible en el toolbox ASTRA de Matlab, en las que se obtuvieron imágenes con un poco de ruido generado por el cambio brusco de densidades entre el aire y el objeto. Otro factor de ruido fueron los grados de libertad del motor, ya que se generaba vibración que afectaban las medidas. Para solucionar este problema se realizó un post-procesamiento que consiste inicialmente en la remoción del ruido de fondo de las proyecciones, que se logró restando el valor mínimo del set de datos a todo el sinograma. Posteriormente, se realizó la aplicación de un kernel unitario con tamaño 3x3, con el fin de suavizar el sinograma, que lo que hace es promediar cada pixel con sus vecinos más cercanos y reducir los picos y cambios bruscos. Con relación al algoritmo de reconstrucción, se usó un filtro Hamming sobre las proyecciones en el dominio de la frecuencia, que actúa como filtro pasa-bajo en la reconstrucción final, logrando una mejor definición en el interior de los objetos y de las regiones homogéneas en la imagen. Finalmente, se aplicó una operación de cuadratura sobre cada uno de los pixeles de la imagen reconstruida para hacer las intensidades bajas (ruido) aún más pequeñas y resaltarlas las altas (correspondientes a los objetos). A continuación, se presentan los resultados de los sinogramas y las reconstrucciones obtenidas antes y después del post-procesamiento.

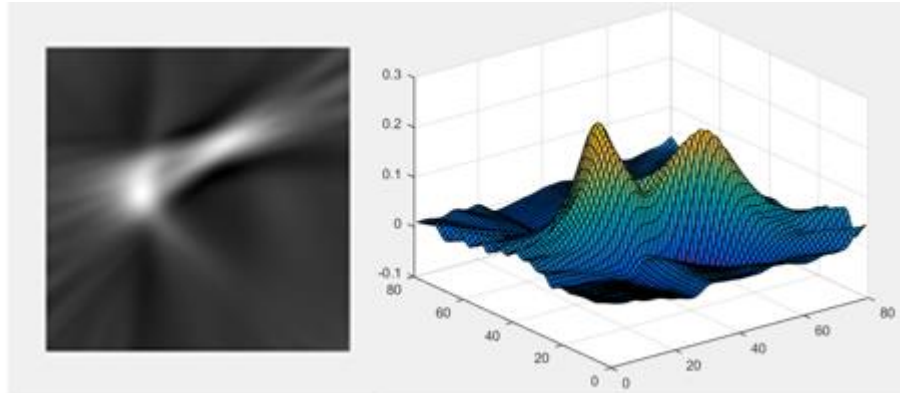


*Figura 55 Palillo de madera y gel.*



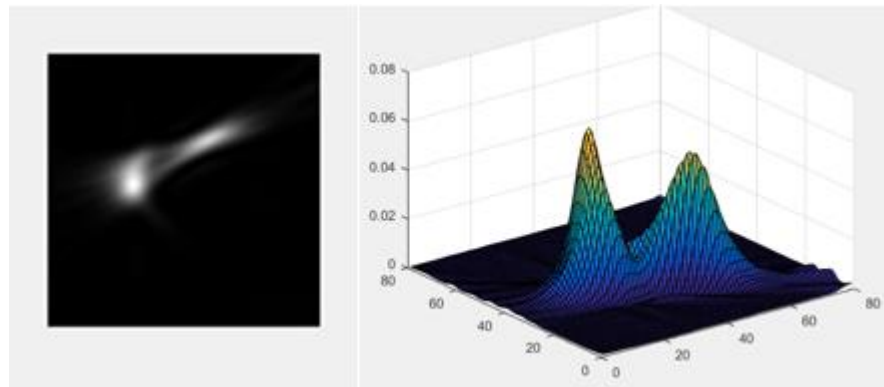
*Figura 56 Sinograma de datos obtenidos para un palillo y gel y gráfica de la línea No. 5 del sinograma.*

En la Figura 56 se puede observar la diferencia en la atenuación generada por cada uno de los objetos. En este caso se usó un palillo y un filamento cilíndrico de gel balístico. A la izquierda se observa el sinograma, y a la derecha la proyección correspondiente a la fila No. 5 del sinograma. El pico y la figura sinusoidal de mayor intensidad corresponden al palillo, mientras el gel balístico corresponde al pico de menor tamaño.



*Figura 57 Proyección de gel y un palillo de madera con su respectiva curva de intensidades.*

En la Figura 57 se muestran la proyección inicial para el gel y el palillo donde se observa una señal ruidosa que genera dispersión en la imagen. También se puede observar en la imagen reconstruida artefactos de endurecimiento de haz en forma de “rayo de sol”, lo que produce imágenes poco confiables.



*Figura 58 Proyección del gel y el palillo de madera con su respectiva curva de intensidades luego del post procesamiento.*

Luego de realizar el post-procesamiento, se obtiene una señal más limpia y una reconstrucción en la que se pueden distinguir cada uno de los objetos, siendo el palillo la forma más redonda como se observa en la Figura 58.

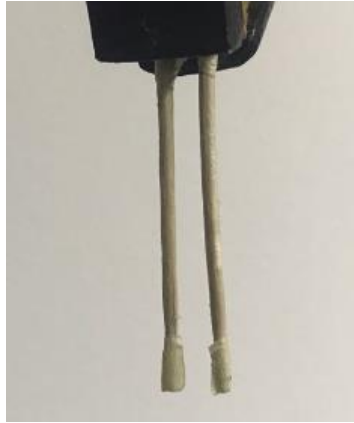


Figura 59 Palillos de madera.

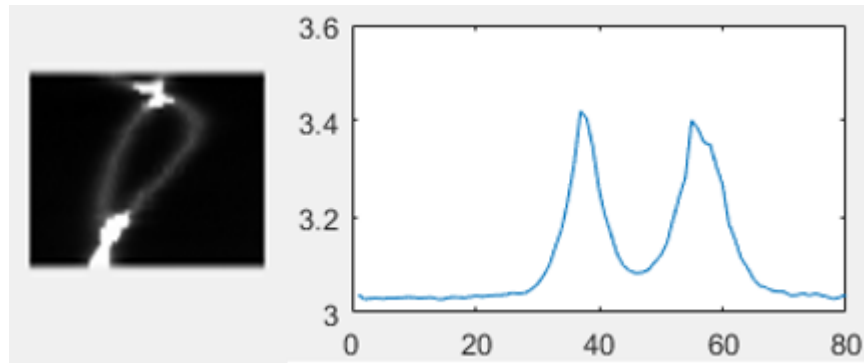


Figura 60 Sinograma de datos obtenidos para dos palillos y gráfica de la línea No. 5 del sinograma.

En la Figura 60 se observa el sinograma y una de las proyecciones de dos palillos con igual características. Aquí se puede determinar que no existe diferencia aparente en la absorción generada por cada palillo, lo que concuerda con las curvas de atenuación obtenidas anteriormente.

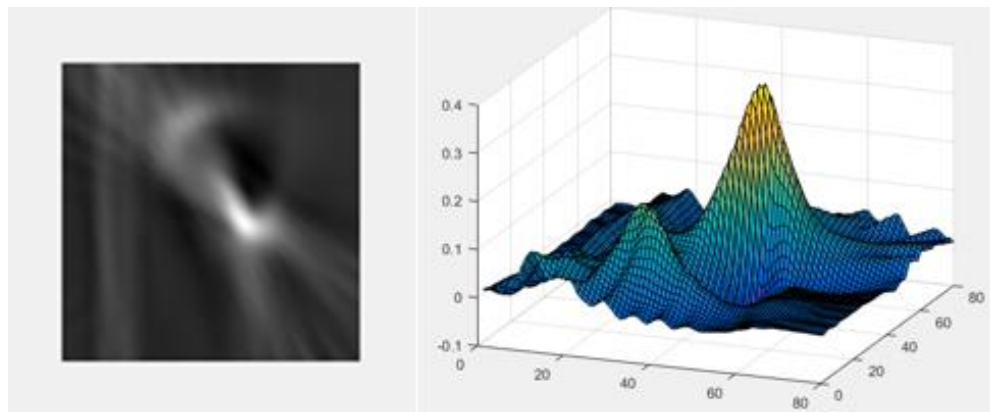


Figura 61 Proyección de dos palillos de madera con su respectiva curva de intensidades.

En la Figura 61 se puede ver que la proyección inicial muestra un artefacto de endurecimiento de haz en forma de “rayos de sol” y solo se distingue uno de los palillos. En la gráfica de intensidades se observa ruido además de un pico mucho más alto que el otro. Este resultado se obtiene debido a una geometría de medición, lo que significa que el centro de rotación del

sistema no estaba debidamente alineado con el centro de cada una de las proyecciones y llevó a obtener un corte transversal donde los palillos se ven fuera de foco.

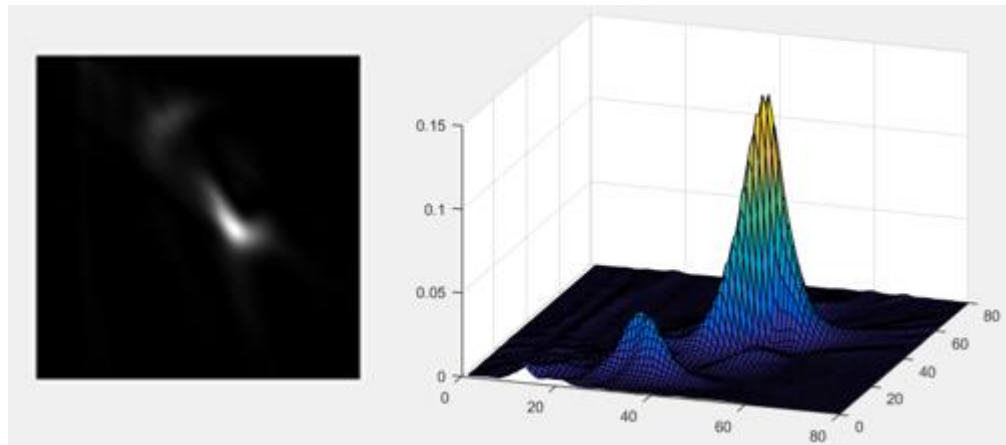


Figura 62 Proyección de dos palillos de madera con su respectiva curva de intensidades luego del post procesamiento.

En la Figura 62, luego de realizar el post-procesamiento se observa una reducción del artefacto de haz endurecido, dando a conocer que se trata de dos objetos diferentes, aunque por la geometría no se pueda identificar su forma original.



Figura 63 Tres palillos de madera separados a 6mm y 7mm de distancia.

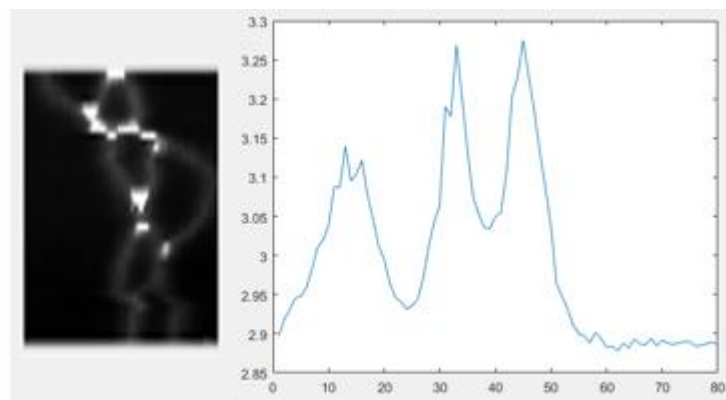


Figura 64 Sinograma de datos obtenidos para tres palillos de madera ubicados a 6mm y 7mm de distancia y gráfica de la línea No. 4 del sinograma.

En el sinograma de la Figura 64 se puede observar la diferencia de camino de cada palillo, en esta se observa curvas sinusoidales pequeñas para los palillos cercanos y una curva más amplia para el palillo separado a 7mm. El ángulo en el que se graficó la línea de intensidades muestra que dos de los palitos se observan muy juntos y otro está desenfocado y por esto el pico se ve más pequeño.

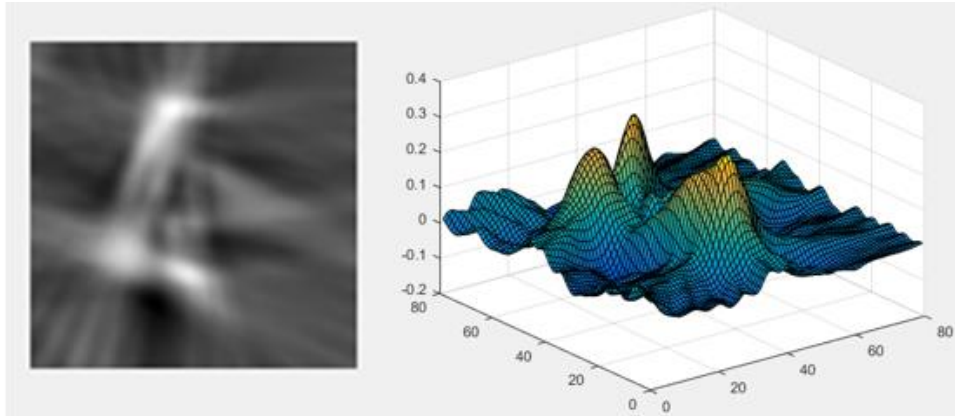


Figura 65 Proyección de tres palillos de madera ubicados a 6mm y 7mm de distancia con su respectiva curva de intensidades.

La proyección inicial para los tres palillos a diferentes distancias muestra una cantidad alta de ruido pero con picos de intensidad relativamente similares. La curva de intensidad presenta artefactos de endurecimiento de luz en forma de rayos de sol, sin embargo, permite identificar los tres objetos puestos a diferente distancia como se ve en la Figura 65.

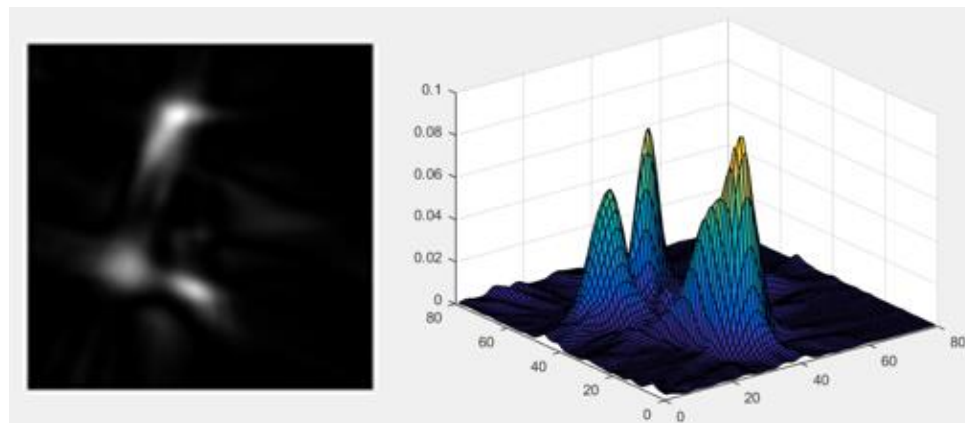


Figura 66 Proyección de tres palillos de madera ubicados a 6mm de distancia con su respectiva curva de intensidades luego del post-procesamiento.

En la figura 66, luego de procesar el resultado anterior se observa una curva de intensidades más limpia y un pico un poco más bajo que los otros, esto se debe a la ubicación que tenía respecto al centro de rotación del sistema.



Figura 67 Tres palillos de madera con una separación de 4mm entre sí.

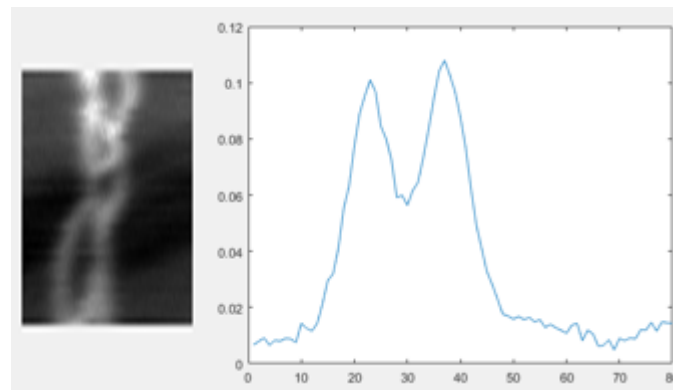


Figura 68 Sinograma de datos obtenidos para tres palillos de madera ubicados a 4mm de distancia y gráfica de la línea No. 7 del sinograma.

En la Figura 68 se ve que tanto en el sinograma como en la línea graficada es difícil distinguir cada uno de los objetos, esto se debe a la resolución del sistema expuesta anteriormente. En la línea graficada se observa que dos de los palillos se unieron totalmente y, debido a la distancia existente se obtienen solo dos curvas muy unidas entre ellas.

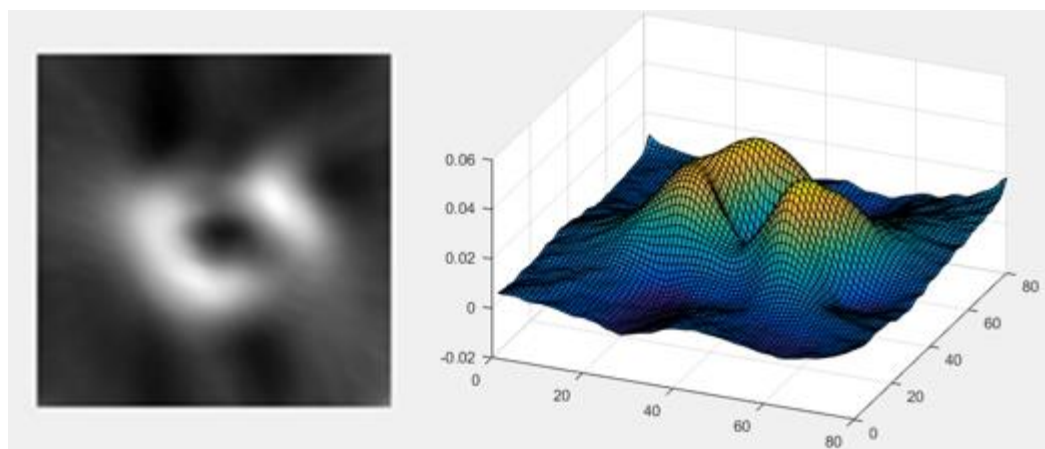
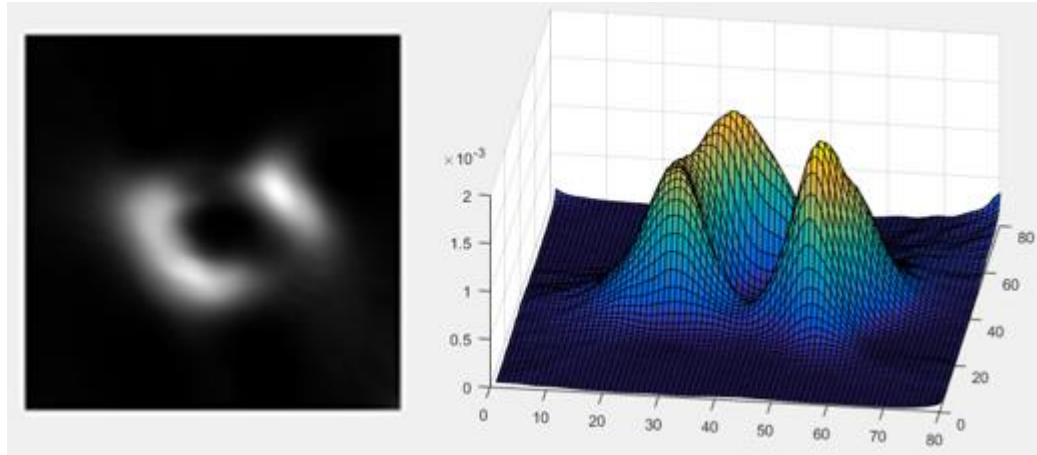


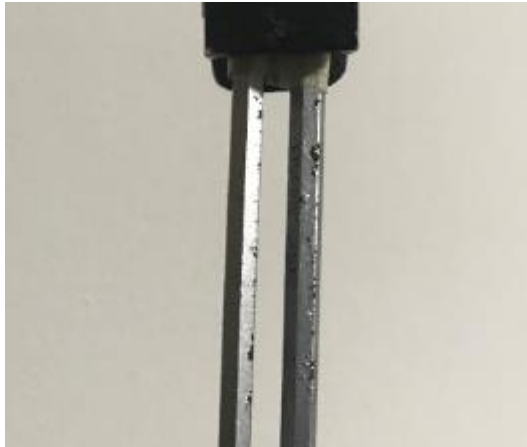
Figura 69 Proyección de tres palillos de madera ubicados a 6 mm de distancia con su respectiva curva de intensidades.

La curva de intensidades de la Figura 69 muestra que para una distancia de 4mm es complicado separar totalmente los picos de intensidad, esto se traduce luego a la proyección en donde se alcanzan a distinguir solo dos objetos, los cuales no tienen una forma definida. Esta proyección también presenta artefacto de rayo endurecido en forma de rayos de sol además de ruido en la curva de intensidad.



*Figura 70 Proyección de tres palillos de madera ubicados a 6 mm de distancia con su respectiva curva de intensidades luego del post-procesamiento.*

En la Figura 70 se muestra que, aunque se realizó un post-procesamiento aún no es posible identificar los tres objetos. Se observa uno de ellos un poco separado y esto se debe a que era el objeto más centrado en el sistema. Luego de procesar los datos obtenidos se obtuvo una imagen más nítida y con una gran reducción del artefacto.



*Figura 71 Varillas metálicas.*

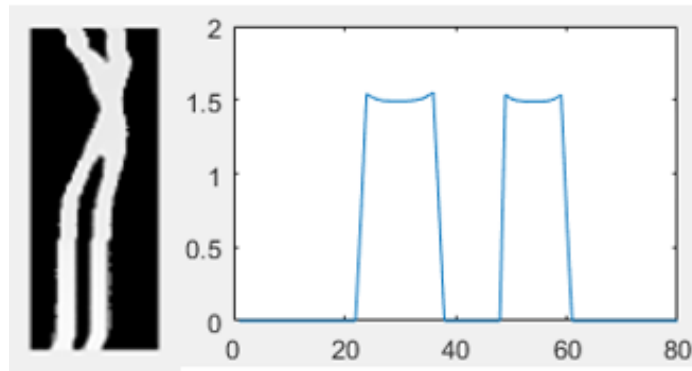


Figura 72 Sinograma de datos obtenidos para dos varillas metálicas y gráfica de la línea No. 5 del sinograma.

En la Figura 72 se puede observar que no existe diferencia en la absorción generada por cada varilla, también se observan curvas más cuadradas generadas por ser materiales más densos y gruesos que los medidos anteriormente. En el sinograma se observa que el dispositivo frenó su movimiento alrededor del objeto lo que presentará en la reconstrucción figuras sin definición.

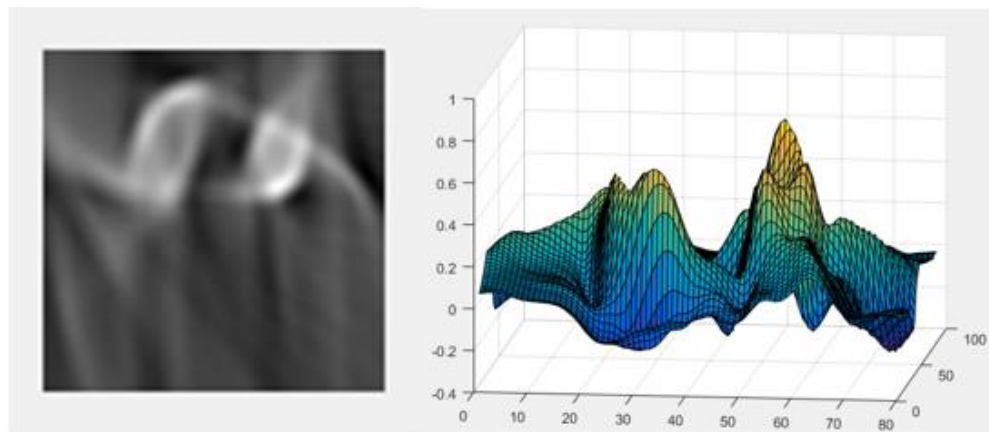


Figura 73 Proyección de dos varillas metálicas con su respectiva curva de intensidades.

En la primera reconstrucción, expuesta en la Figura 73, se pueden notar los dos objetos de estudio rodeados por artefacto de haz endurecido en forma de rayo de sol además de presentar el artefacto de endurecimiento del haz que genera que el exterior parezca más atenuante que el interior. La curva de intensidades refleja mucho ruido al tomar las medidas generado principalmente por la falla del dispositivo.



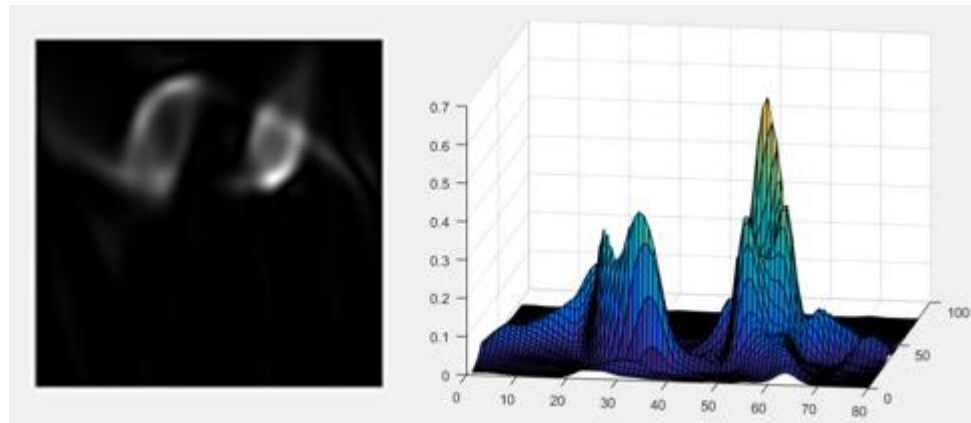


Figura 74 Proyección de dos varillas metálicas con su respectiva curva de intensidades luego del post procesamiento.

En la Figura 74 se muestra que, luego de realizar el post-procesamiento se observa una curva de intensidades en la que un pico es más alto que el otro, esto se genera al detener uno de los motores del sistema mientras se realiza el barrido teniendo una varilla más centrada que la otra. En la reconstrucción se pueden diferenciar con seguridad los dos objetos, aunque debido a la falla existente no se obtiene la forma correcta. También se puede notar que el artefacto de haz endurecido, en el que se entiende como menos denso el interior, sigue presente en la reconstrucción.



Figura 75 Tubo plástico.

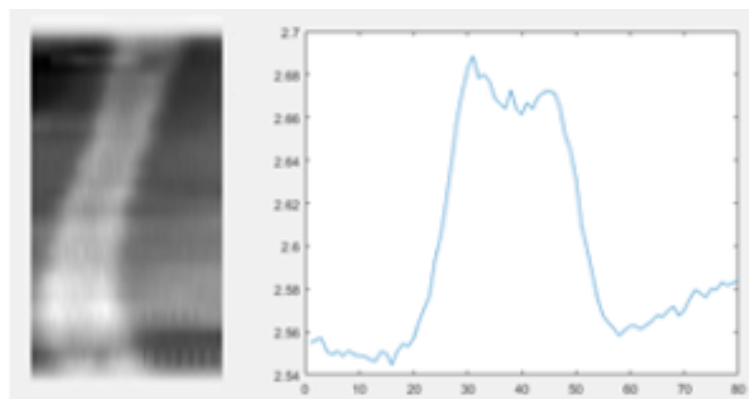


Figura 76 Sinograma de datos obtenidos para dos palillos metálicos y gráfica de la línea No.12 del sinograma.

La Figura 76 representa dos picos de atenuación y un pequeño decaimiento en la atenuación debido a la densidad del aire dentro de la manguera.

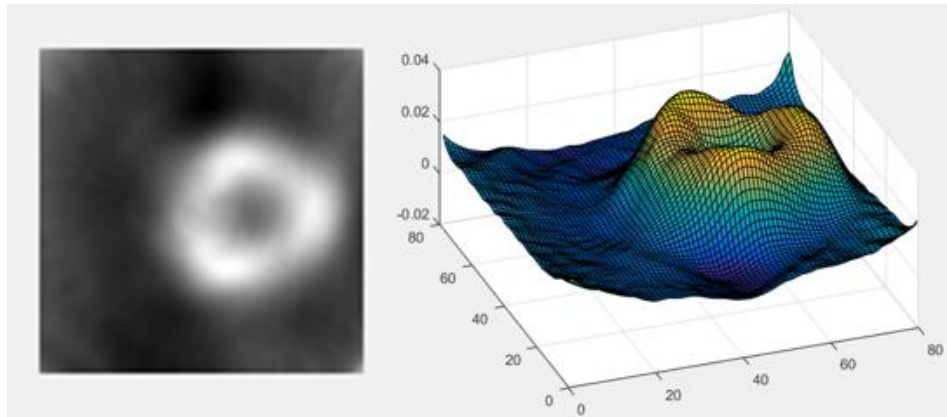


Figura 77 Proyección de un tubo plástico con su respectiva curva de intensidades.

En la Figura 77 se obtuvo una curva de intensidad que representa el tubo vacío y un nivel de ruido constante mientras que la reconstrucción presenta artefacto de ruido en forma de rayo de sol tanto hacia adentro como hacia afuera de la manguera.

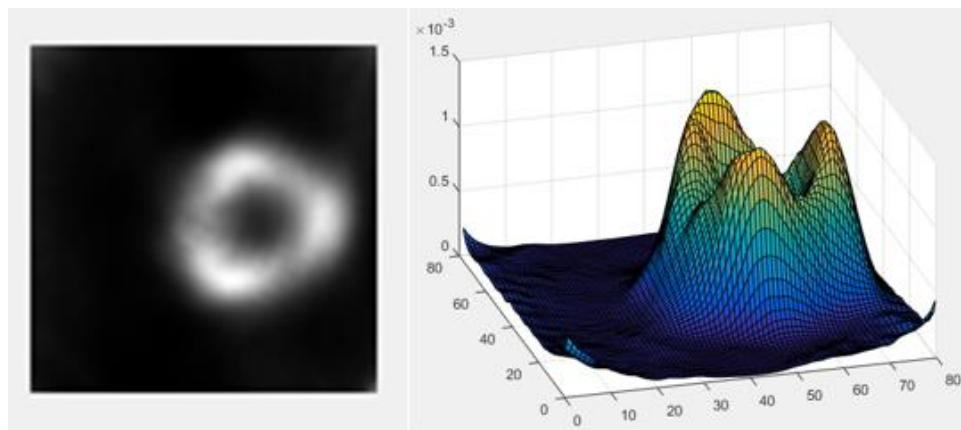


Figura 78 Proyección de un tubo plástico con su respectiva curva de intensidades luego del post procesamiento.

En la reconstrucción filtrada, expuesta en la Figura 78, se observa una gran reducción del artefacto además de entenderse que es el corte transversal de un tubo hueco. En la curva de intensidad se observa que el ruido también tuvo gran disminución.

## 6 Conclusiones

En este proyecto se construyó un prototipo de tomografía óptica difusa usando un sensor de pulsioximetría NELLCOR DS A-100 que cuenta dos longitudes de onda roja (660 nm) e infrarroja (940 nm) y dos motores paso a paso dispuestos de manera que permitieran la captura de proyecciones en abanico. Esto permitió la reconstrucción de cortes transversales de diferentes objetos haciendo uso de la técnica de reconstrucción algebraica (ART) con ayuda del toolbox ASTRA para Matlab. A partir de esto, se realizó un estudio para evaluar la resolución del sistema en el cual se obtuvieron imágenes confiables acerca de la cantidad de objetos de estudio si estos se encuentran con una separación igual o mayor a 2.5 mm.

Una de las principales causas de error obtenidas para este prototipo fue el de geometría, causado por una mala alineación del centro de rotación con el centro de las proyecciones, además del ruido generado por las vibraciones de los motores. Sin embargo, también se obtuvieron artefactos de haz endurecido debido al cambio brusco entre la densidad del aire y la del objeto, por lo que se recomienda el uso de un medio de propagación con una densidad mayor a la del aire o una disposición de los sensores en la que estén en contacto directo con el objeto.

Si bien el sistema mostró ser capaz de reconstruir cortes de objetos y que es posible usar dichas longitudes de onda en tejidos biológicos, es necesario reconsiderar el diseño por uno en el que se usen múltiples receptores con una geometría en forma de abanico, para evitar el barrido y así poder registrar cambios de tejidos con densidades pulsátiles. Es decir, generar imágenes funcionales.

## 7 Trabajos futuros

Como trabajo futuro, se plantea la construcción de un sistema DOT que haga uso de un medio de propagación de la luz entre el objeto y el sensor, que tenga un índice de refracción mayor al del aire, con lo que se pueda reducir el artefacto de haz endurecido y la refracción del rayo de luz. Adicionalmente, se espera proponer un sistema que conste de varios detectores para el estudio de tejido pulsátil, como los dedos, con el que se pueda realizar reconstrucciones tanto anatómicas como funcionales con un rango de tiempo menor. En cuanto a las técnicas de reconstrucción, se espera realizar un estudio comparativo entre diferentes métodos, de manera que se puedan establecer ventajas y desventajas para este tipo de tomografía.

## 8 Bibliografía

- [Alajo, 2017] Alajo Gallardo, E. M., Guaman, P., & Mauricio, J. (2017). Construcción de un medidor cardiorrespiratorio para el monitoreo de señales pletismográficas en los lactantes, mediante el uso de dispositivos móviles (Bachelor's thesis).
- [Avinash, 1988] Avinash C.. Kak, & Slaney, M. (1988). Principles of computerized tomographic imaging (pp. 203-274). IEEE press.
- [Bohren, 2008] Bohren, C. F., & Huffman, D. R. (2008). Absorption and scattering of light by small particles. John Wiley & Sons.
- [Calzado, 2010] Calzado, A., & Geleijns, J. (2010). Tomografía computarizada. Evolución, principios técnicos y aplicaciones. *Revista de Física Médica*, 11(3).
- [Chamberland, 2010] Chamberland, D., Jiang, Y., & Wang, X. (2010). Optical imaging: new tools for arthritis. *Integrative Biology*, 2(10), 496-509.
- [Chen, 2014] Chen, Y., & Förster, F. (2014). Iterative reconstruction of cryo-electron tomograms using nonuniform fast Fourier transforms. *Journal of structural biology*, 185(3), 309-316.
- [Dahmen, 2015] Dahmen, T. (2015). Tomographic reconstruction of combined tilt-and focal series in scanning transmission electron microscopy.
- [Dehghani, 2009] Dehghani, H., Eames, M. E., Yalavarthy, P. K., Davis, S. C., Srinivasan, S., Carpenter, C. M., ... & Paulsen, K. D. (2009). Near infrared optical tomography using NIRFAST: Algorithm for numerical model and image reconstruction. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 25(6), 711-732.
- [Eggebrecht, 2014] Eggebrecht, A. T., Ferradal, S. L., Robichaux-Viehoever, A., Hassanpour, M. S., Dehghani, H., Snyder, A. Z., ... & Culver, J. P. (2014). Mapping distributed brain function and networks with diffuse optical tomography. *Nature photonics*, 8(6), 448.
- [Gordon, 1970] Gordon, R. ), Bender, R. ), & Herman, G. ). (1970). Algebraic Reconstruction Techniques (ART) for three-dimensional electron microscopy and X-ray photography. *Journal Of Theoretical Biology*, 29(3), 471-476,IN1-IN2,477-481. doi:10.1016/0022-5193(70)90109-8
- [Habermehl, 2012] Habermehl, C., Holtze, S., Steinbrink, J., Koch, S. P., Obrig, H., Mehnert, J., & Schmitz, C. H. (2012). Somatosensory activation of two fingers can be discriminated with ultrahigh-density diffuse optical tomography. *Neuroimage*, 59(4), 3201-3211.

[Hielscher, 2002] Hielscher, A. H., Bluestone, A. Y., Abdoulaev, G. S., Klose, A. D., Lasker, J., Stewart, M., ... & Beuthan, J. (2002). Near-infrared diffuse optical tomography. Disease markers, 18(5-6), 313-337.

[Hielscher, 2004] Hielscher, A. H., Klose, A. D., Scheel, A. K., Moa-Anderson, B., Backhaus, M., Netz, U., & Beuthan, J. (2004). Sagittal laser optical tomography for imaging of rheumatoid finger joints. *Physics in Medicine & Biology*, 49(7), 1147.

[Hoshi, Y., 2016] Hoshi, Y., & Yamada, Y. (2016). Overview of diffuse optical tomography and its clinical applications. *Journal of biomedical optics*, 21(9), 091312.

[Hsieh, 2013] Hsieh, J., Nett, B., Yu, Z., Sauer, K., Thibault, J. B., & Bouman, C. A. (2013). Recent advances in CT image reconstruction. *Current Radiology Reports*, 1(1), 39-51.

[Hu, 2016] Hu, G., Zhang, Q., Ivkovic, V., & Strangman, G. E. (2016). Ambulatory diffuse optical tomography and multimodality physiological monitoring system for muscle and exercise applications. *Journal of Biomedical Optics*, 21(9), 091314.

[Kontaxakis, 2002] Kontaxakis, G., Vaquero, J. J., & Santos, A. (2002). Reconstrucción de imagen en tomografía por emisión de positrones.

[Markandey, V., 2010] Markandey, V. (2010). Pulse Oximeter Implementation on the TMS320C5515 DSP Medical Development Kit (MDK). Jun-2010.

[Marrón, 2007] Marrón, J. L. F., Primicia, J. A., & Barcala, J. M. (2007). Desarrollo de algoritmos de reconstrucción de imágenes en tomografía de capacitancia eléctrica. *Ciemat*.

[Meaney, 2015] Meaney, A. (2015). Design and Construction of an X-ray Computed Tomography Imaging System.

[Mendoza, 2016] Mendoza, Ó. J. E., Melgarejo, Y. H. M., & Fuentes, H. A. (2016). Tomografía computarizada: proceso de adquisición, tecnología y estado actual. *Tecnura*, 20(47), 119-135.

[Muñoz, 2015] Muñoz, R. L. (2015). La matemática en las imágenes médicas: tomografía computarizada.

[Nitzman, 2014] Nitzan, M., Romem, A., & Koppel, R. (2014). Pulse oximetry: fundamentals and technology update. *Medical Devices (Auckland, NZ)*, 7, 231.

[Ramírez, 2008] Ramírez Giraldo, J. C., Arboleda Clavijo, C., & McCollough, C. H. (2008). Tomografía computarizada por rayos X: fundamentos y actualidad. *Revista Ingeniería Biomédica*, 2(4), 54-66.

[Robledo] Robledo, H. Interacciones Láser Tejido.

[Rojas, 2006] Rojas-Pérez, E. M. (2006). Factores que afectan la oximetría de pulso. *Revista mexicana de anestesiología* [Internet], 29(Suppl 1).

[Sartori, 2015] Sartori, P., Rozowykniat, M., Siviero, L., Barba, G., Peña, A., Mayol, N., ... & Ortiz, A. (2015). Artefactos y artificios frecuentes en tomografía computada y resonancia magnética. *Revista argentina de radiología*, 79(4), 192-204.

[Scheel, 2005] Scheel, A. K., Backhaus, M., Klose, A. D., Moa-Anderson, B., Netz, U. J., Hermann, K. A., ... & Hielscher, A. H. (2005). First clinical evaluation of sagittal laser optical tomography for detection of synovitis in arthritic finger joints. *Annals of the rheumatic diseases*, 64(2), 239-245.

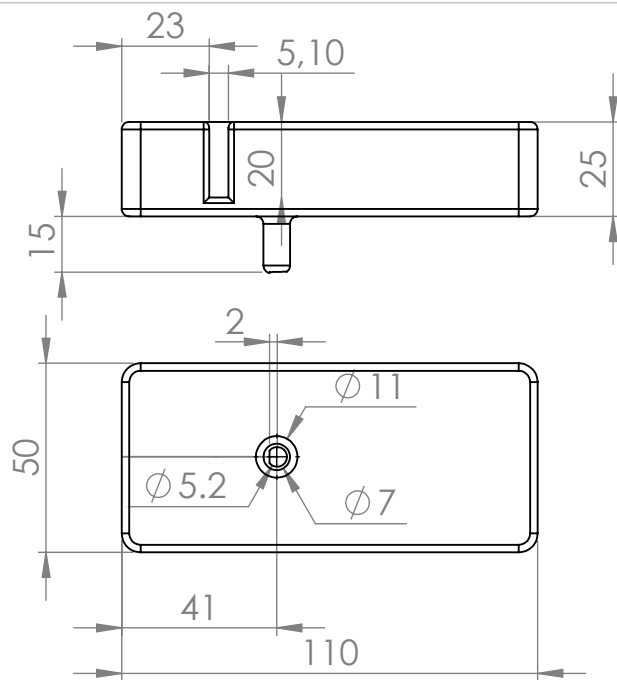
[Wan, 2011] Wan, X., Zhang, F., Chu, Q., Zhang, K., Sun, F., Yuan, B., & Liu, Z. (2011). Three-dimensional reconstruction using an adaptive simultaneous algebraic reconstruction technique in electron tomography. *Journal of structural biology*, 175(3), 277-287.

[Wernick, 2004] Wernick, M. N., & Aarsvold, J. N. (2004). *Emission tomography: the fundamentals of PET and SPECT*. Elsevier.

[Wolf, 2014] Wolf, D., Lubk, A., & Lichte, H. (2014). Weighted simultaneous iterative reconstruction technique for single-axis tomography. *Ultramicroscopy*, 136, 15-25.

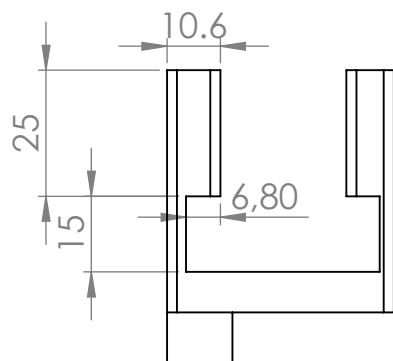
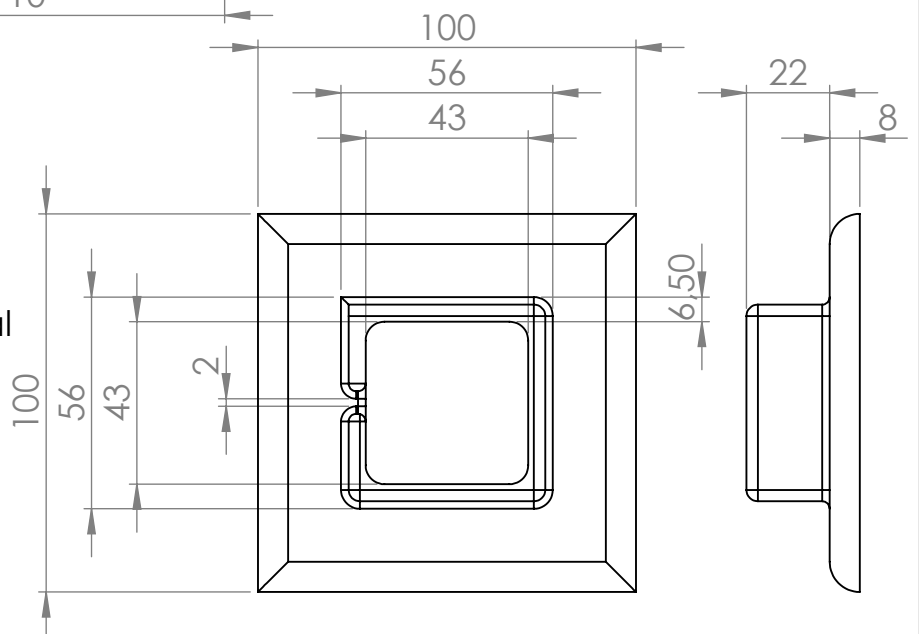
[Yu, 2016] Yu, X., Wang, H., Feng, W. C., Gong, H., & Cao, G. (2016, May). cuART: Fine-Grained Algebraic Reconstruction Technique for Computed Tomography Images on GPUs. In *Cluster, Cloud and Grid Computing (CCGrid)*, 2016 16th IEEE/ACM International Symposium on (pp. 165-168). IEEE.

[Zhu, Q., 2016] Zhu, Q., Ricci Jr, A., Hegde, P., Kane, M., Cronin, E., Merkulov, A., ... & Tannenbaum, S. (2016). Assessment of functional differences in malignant and benign breast lesions and improvement of diagnostic accuracy by using US-guided diffuse optical tomography in conjunction with conventional US. *Radiology*, 280(2), 387-397.

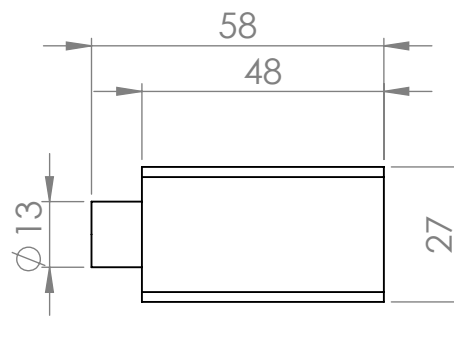
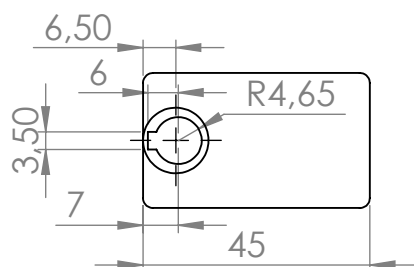


Soporte motor de barrido

Soporte motor principal



Soporte diodos



Entidad <b>Universidad Tecnológica de Pereira</b> Fecha <b>05 de junio del 2018</b>	Diseño <b>Angie Correa</b> <b>Pereira</b>	Pieza <b>Sistema DOT</b> ESCALA:1:2	A4 Unidades <b>mm</b> HOJA 1 DE 1
--	---	---	--